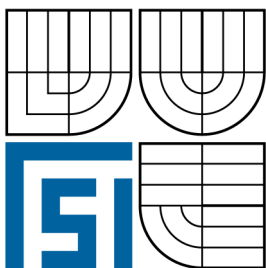


**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ**  
**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A**  
**BIOMECHANIKY**

**FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING**  
**INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND**  
**BIOMECHANICS**

## **VÝVOJ ENDOPROTÉZ**

DEVELOPMENT OF ENDOPROSTHESIS.

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**  
BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**  
AUTHOR

**KAMIL ŘEHÁK**

**VEDOUCÍ PRÁCE**  
SUPERVISOR

**Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.**

BRNO 2008



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2007/08

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

student(ka): Řehák Kamil

kteřý/která studuje v bakalářském studijním programu

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

### **Vývoj endoprotéz**

v anglickém jazyce:

#### **Development of Endoprosthesis.**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Na ÚMTMB se zabýváme v rámci diplomových a doktorských prací deformačně napětíovými analýzami endoprotéz. Zpravidla se jedná o analýzu protézy konkrétního typu. Součástí těchto prací je zpravidla popis daného typu endoprotézy, případně návaznost na typy předcházející. Cílem zadané práce je vytvoření širšího přehledu o historii a současnosti TEP.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému
2. Vytvoření přehledu v současné době používaných TEP (části těla)
3. Stručná historie požití a vývoje TEP v jednotlivých oblastech
4. Posouzení současného vývoje.

Seznam odborné literatury:

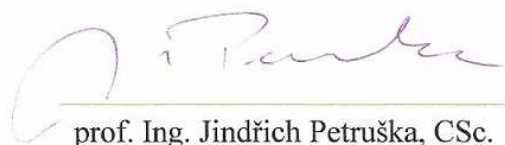
- [1] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001
- [2] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [3] Dungal, P., a kol.: Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

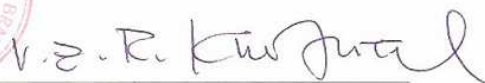
Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2007/08.

V Brně, dne 31.10.2007

L.S.



prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
Ředitel ústavu



doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.  
Děkan fakulty

***Anotace***

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou vývoje totálních endoprotéz. V práci je popsána historie vývoje endoprotéz a popis v současné době vyráběných a používaných typů endoprotéz. V závěru je nastíněn současný vývoj kloubních implantátů.

***Klíčová slova***

Endoprotéza, životnost, biokompatibilita, fixace, povrchová endoprotéza.

***Annotation***

This bachelor's thesis deals with the problems of the development of total endoprosthesis. The work contains the history of endoprosthesis and the present day description of made and used types of endoprosthesis. In the conclusion there is foreshadowed the development of joints' surgical implants.

***Key words***

Endoprosthesis, length of life, bio-compatibility, fixation, resurfacing endoprosthesis.

***Bibliografická citace***

ŘEHÁK, K. *Vývoj endoprotéz*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 57 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.



### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci „Vývoj endoprotéz“ vypracoval samostatně a pouze s použitím uvedené literatury.

V Brně dne 23. května 2008

.....  
Řehák Kamil





## **Poděkování**

Děkuji panu Ing. Zdeňkovi Florianovi, za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů, dále vedení firmy Beznoska, s. r. o. za poskytnutí exkurze, kterou mne provedl Dr. Rudolf Novák a poskytl mi důležité informace a rady.



## OBSAH

1	Úvod .....	9
2	Popis problémové situace .....	10
3	Formulace problému a cíl práce .....	10
4	Rešerše dostupné literatury .....	11
5	Rozdělení endoprotéz .....	14
5.1	Náhrada kyčelního kloubu .....	14
5.2	Náhrada kolenního kloubu .....	15
5.3	Náhrada hlezenního kloubu .....	15
5.4	Náhrada ramenního kloubu .....	15
5.5	Náhrada loketního kloubu .....	16
5.6	Náhrada zápěstí .....	16
5.7	Náhrada drobných kloubů ruky .....	16
6	Materiály používané při výrobě endoprotéz .....	17
6.1	Kovy a jejich slitiny .....	17
6.1.1	Nerezavějící oceli .....	17
6.1.2	Kobaltové slitiny .....	17
6.1.3	Čisté kovy .....	18
6.2	Plastické hmoty .....	18
6.2.1	Nízkotlaký vysokomolekulární polyetylen .....	18
6.3	Keramika .....	19
7	Výroba endoprotézy .....	20
8	Tření .....	21
8.1	Opotřebení kloubních povrchů .....	21
9	Životnost endoprotéz .....	23
10	V současné době používané totální endoprotézy .....	24
10.1	Firma Beznoska, s. r. o. ....	24
10.1.1	Totální náhrada kolenního kloubu .....	24
10.1.2	Totální náhrada kyčelního kloubu .....	27
10.1.2.1	Dřívky totálních endoprotéz kyčelního kloubu .....	27
10.1.2.2	Jamky totálních endoprotéz kyčelního kloubu .....	28
10.1.2.3	Dřívky pro revizní operaci .....	28
10.1.2.4	Implantáty pro revize acetabula .....	29
10.2	Endoprotézy od společnosti Medin .....	31
10.2.1	Náhrady kolenního kloubu .....	31
10.2.2	Náhrada zápěstí .....	32
10.2.3	Náhrada jamky kyčelního kloubu .....	32
10.2.4	Dřívky .....	33
10.2.5	Náhrada drobných kloubů ruky .....	35
10.3	ProSpon .....	35
10.4	Endoprotézy vyráběné v zahraničí .....	36
10.4.1	Totální náhrada ramenního kloubu .....	36
10.4.2	Totální náhrada kyčelního kloubu .....	39
10.4.2.1	Povrhová totální endoprotéza .....	39
10.4.2.2	Endoprotéza s krátkým dříkem .....	41
10.4.3	Totální náhrada kolenního kloubu .....	42
10.4.4	Totální náhrada zápěstí .....	43
10.4.5	Totální náhrada loketního kloubu .....	43
11	Historie použití a vývoj totálních endoprotéz v jednotlivých oblastech .....	47

11.1	Endoprotézy kyčelního kloubu .....	47
11.2	Totální endoprotéza kolenního kloubu .....	48
11.3	Endoprotéza ramenního kloubu .....	49
11.4	Totální endoprotéza loketního kloubu .....	49
11.5	Totální endoprotéza zápěstí .....	49
11.6	Totální endoprotéza hlezenního kloubu .....	51
12	Závěr .....	52
13	Použitá literatura .....	53

## 1 ÚVOD

Lidské tělo je určeno k různým činnostem, ve kterých zaujímá různé pozice. Ty jsou velkou měrou realizovány pohybem jednotlivých kloubních spojení. Jedná se o pohyb při práci, sportu či v každodenní činnosti. Většina lidí si neuvědomuje potřebu se pohybovat a to jen do té doby, dokud nenastane nějaký problém. Každodenní pohyb, nákupy, pracovní vytížení, sport, při tom všem jsou naše klouby zatěžovány. Někteří lidé své klouby přetěžují např. extrémními fyzickými či sportovními výkony aniž by si uvědomili, jaké to může mít důsledky. Např. zatížení kolena je až 5 kN, ramena 3,5 kN nebo kyčelní kloub je zatížen 2,6 násobkem hmotnosti člověka. Koleno, kloub potřebný pro každodenní pohyb, kdo by si dokázal představit den bez pohybu kolena? Přičemž zatížení 5 kN odpovídá hmotnosti 500 kg. Pohybový aparát lidského organismu je velmi citlivý, někdy je poškození způsobeno přetížením, nemocemi nebo úrazem. [30]

Onemocnění kloubů není problémem až současné doby, ale vyskytovalo se již v minulosti. S nárůstem počtu poškození pohybového aparátu souvisí měnící se charakter a styl života. Jedná se především o sedavé zaměstnání, málo pohybu a s tím vzrůstající obezita. Stres, kterému jsou lidé v dnešní době vystaveni, také není zanedbatelný. I přesto se průměrná doba života prodlužuje a to především díky kvalitní a systematické zdravotní péči, avšak pohybový aparát člověka se nemění.

Jednou z možností, která vrátí dotyčného člověka do běžného života je endoprotéza. Pod pojmem běžný život je myšleno bezbolestné zvládnutí každodenních povinností nikoliv velké fyzické vypětí.

Pod pojmem endoprotéza si většina lidí představí náhradu kyčelního kloubu, která patří k nejrozšířenějším, dále se používá u kolenních, ramenních a loketních kloubů a drobných kloubů ruky. Počet operací se v současné době ve vyspělých zemích odhaduje na 1000 – 1200 na milion obyvatel. [67]

Endoprotézy se mohou dále dělit z hlediska konstrukce a to na tzv. totální a částečné. Totální endoprotézy nahrazují obě dotykové plochy kloubu, zatímco endoprotézy částečné nahrazují pouze poškozenou část kloubu, kdy druhá část kloubu je stále schopna plnit svou funkci.

## 2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Každý kloub lidského těla je více či méně namáhán. Nejvíce jsou samozřejmě namáhány klouby dolních končetin, ovšem ani namáhání kloubů ruky není zanedbatelné. Během života může dojít nejen k různým úrazům, ale také nemocem postihující klouby. Z těchto důvodů vznikl vědní obor ortopedie a v ní část zabývající se již neléčitelným defektem kloubu, aloplastikou. Tento obor úzce spolupracuje s konstrukčním oddělením firem, které vyrábějí nejen implantáty, ale i instrumentarium potřebné ke správnému zavedení a následné správné funkci. První počátky tvorby endoprotéz jsou známy až z roku 1925, tudíž se jedná o mladý vědní obor, který se neustále vyvíjí.

Postupný vývoj endoprotéz se zpočátku zabýval spíše materiály, přičemž konstrukce endoprotézy kopírovala kost v místě kloubního spojení. V dnešní době jsou materiály vyráběny o vysoké přesnosti složení. Bohužel žádný z nich zatím není schopen plnohodnotně nahradit zdravý lidský kloub a to hned z několika hledisek, především se jedná o životnost.

Hlavním důvodem zkrácení životnosti endoprotéz oproti zdravému kloubu je absence mazné tekutiny v kloubním spojení a s tím souvisejících vysokých tlaků v místě dotyku.

Konstrukteři zabývající se výrobou se snaží prodloužit životnost implantátů návrhem nových konstrukčních řešení, která musí nejen splňovat funkční předpoklady zdravého kloubu, ale zároveň musí být vhodné k implantaci.

## 3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

Cílem konstruktérů je vytvoření endoprotézy, která by splňovala všechna kritéria na ní kladená. Přičemž nelze použít jeden druh implantátu na všechny druhy poškození. Z tohoto důvodu je vývoj endoprotéz u různých výrobců zaměřen různým směrem.

Cílem práce je vytvoření přehledu postupného vývoje endoprotéz od jejich počátků, popisu v současné době vyráběných totálních endoprotéz v českých firmách s porovnáním vývoje totálních endoprotéz ve světě. Vzhledem k počtu firem, které se aloplastikou více či méně zabývají, je proveden pouze výčet nových trendů a nových technologií.

## 4 REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY

Při hledání dostupné literatury, která se zabývá endoprotézami, jsem našel knihu [1] zabývající se aloplastikou kyčelního kloubu. Zde je popsán nejen chronologický vývoj endoprotéz kyčle, ale jelikož se jedná o náhradu, která se vyvíjela jako první, je zde zakomponován i postupný vývoj materiálu, který se velkou měrou podílel na vývoji. Dále je v knize rozpracována výroba endoprotézy či možnosti případných komplikací, které mohou nastat během operace nebo po ní.

Skripta [2],[3],[4] vydané nakladatelstvím ČVUT v Praze, jsou určeny pro studenty strojní fakulty, kteří chtějí proniknout do základních znalostí biomechaniky člověka.

Publikace [5] se specializuje výhradně na náhradu ramenního kloubu, ovšem v jeho detailním popisu. Je zde například uvedena historie ramenních implantátů, postup operace nebo druhy implantátů, které se v dnešní době užívají.

Literatura [6] je určena pacientům k získání základních znalostí o endoprotéze kolenního kloubu. Mezi které patří např. anatomie zdravého kloubu, dále způsoby náhrady poškozeného kloubu včetně postupného vývoje, pooperační péče a následující život s implantátem.

V knize Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí [7] je rozebrána problematika náhrad lidských kloubů. Jsou zde uvedeny potřebné znalosti nutné k dobré orientaci v této problematice a popsána vhodnost materiálů k výrobě implantátů, rozdělení kloubních náhrad a jejich stručná historie. Hlavním cílem této publikace je seznámení s matematicko-biomechanickým modelováním lidských kloubů a zlepšení komunikace mezi odborníky z různých oborů, jež tato věda spojuje.

Velmi málo knih se zabývá endoprotézami malých a při tom nepostradatelných kloubů. Jednou z nich je literatura [8], která se zabývá endoprotetikou zápěstí. V knize je popsán postupný vývoj endoprotéz a významnější z nich jsou zde důkladněji popsány.

V knize Ortopedie [9] je detailně popsána kompletní problematika oboru, přičemž je rozdělena do kapitol na kterých se podíleli specialisté daného oboru. Každá partie těla je popsána od způsobu diagnostiky onemocnění, které ji postihují, až po způsoby léčby.

Skripta [10] jsou určena převážně studentům se zájmem o ortopedii, o které se v této knize pojednává. Jedná se především o onemocnění nebo deformity, která zasahující lidský skelet. Je zde ovšem také popsána artroskopie a část aloplastiky s jejím rozdělením.

Kniha Základy ortopedie [11] byla napsána za účelem, aby sloužila jako učebnice ortopedie pro studenty lékařských fakult nebo praktické lékaře. Rozsah knihy nepokrývá celé spektrum ortopedie, ale jedná se o stručný výtah její problematiky tak, aby čtenář získal základní vědomosti, které ovšem nejsou dostatečné k výkonu ortopedické praxe.

Diplomová práce [12] studenta Lukáše Franty z ČVUT se zabývá vhodností mazání u náhrad velkých kloubů lidského skeletu. Především se jedná o určení koeficientů tření mezi dvojicí nejpoužívanějších materiálů vhodných k výrobě implantátu, čímž jsou ocel a vysokomolekulární polyetylen.

Technický zpravodaj firmy Beznoska s.r.o. [13], [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24]. Firma Beznoska se snaží pomocí této literatury, vydávané v nepravidelných intervalech, informovat své zákazníky, kterými jsou převážně nemocnice, o svých produktech, jako jsou např. různé inovace implantátů, instrumentária či zkušenosti lékařů s jejich implantáty.

Katalog implantátů [28] vyráběných firmou Beznoska s.r.o. je přehledně uspořádán dle typu endoprotézy a způsobu její fixace. Je zde představeno i instrumentarium potřebné ke správnému implantování, které je také přehledně rozděleno dle implantátu, ke kterému jsou určeny.

Prezentace firmy Beznoska s.r.o. [29], která provede člověka složitou výrobou endoprotéz od prvotní kontroly materiálu až po expedici k zákazníkovi. Přičemž jsou představeny stroje, které firma k výrobě využívá. Dále je zde popisována komunikace s lékaři a vize společnosti.

Na úvodní stránce firmy Beznoska s.r.o. [30] je kvalitní rozdělení implantátů, které firma produkuje. V přehledu implantátů určených k aloplastice se nacházejí i odkazy [31], [32], [33], [34] a [35], které se zabývají jejich popisem.

Základní informace o výrobcí nástrojů pro humánní lékařství, společnosti Medin, se nacházejí na stránce [36]. Mezi produkty, které firma vyrábí, patří i ortopedické implantáty. Detailní popis těchto produktů, které jsou uspořádány dle typu kloubu, který nahrazují, se nachází na stránkách [37], [38], [39], [40], [41], [42], [43], [44], [45].

Na internetové stránce [46] je představena firma ProSpon, která se zabývá vývojem, výrobou a distribucí implantátů. Mezi tyto implantáty patří onkologické náhrady, které jsou představeny na stránce [47].

Společnost Tornier, která se zabývá nejen návrhem endoprotéz, ale i následným způsobem implantace, patří se svými náhradami pro rameno, loket, ruku a kotník mezi mezinárodně proslulé výrobce. Na jejich internetových stránkách jsou rozděleny implantáty dle kloubu, který nahrazují. Náhrada ramenního kloubu je vyobrazena na stránce [48].

Katalog, který je online ke stažení na internetu [49], představuje implantát společnosti Biomet. Jedná se o endoprotézu ramenního kloubu. Je zde popsána její konstrukce, způsob implantace a rozměrové řady, které jsou nabízeny.

Internetová adresa [50], na které je vyobrazena endoprotéza ramenního kloubu, patří společnosti Biomet. Tato společnost se řadí k nejvýznamnějším v navrhování a výrobě implantátů pro náhradu kyčelního, kolenního, ramenního a loketního kloubu. V jejich širokém sortimentu výrobků se nachází i povrchová endoprotéza ramenního kloubu, která je popsána a vyobrazena na domovských stránkách firmy [51], nebo totální náhrada kolenního kloubu [58].

Dalším velmi významným výrobcem endoprotéz je společnost Smith & Nephew, jejíž produkt se nachází na online stránkách [53].

Internetová stránka [54] se zabývá povrchovou endoprotézou kyčelního kloubu. Na této stránce jsou popsány výhody a nevýhody, které přináší aplikace této endoprotézy. Dále se zde nacházejí vyobrazené produkty společností, které tento typ vyrábějí včetně jejich názvů a odkazů na jejich domovské stránky.



Na stránce [55] se nachází endoprotéza s krátkým dříkem od společnosti B. Braun. Tato firma nabízí širokou škálu produktů nejen z oblasti ortopedie.

Katalog, který je umístěn na internetu [56], představuje divizi DePuy společnosti J&J včetně jejich produktů. Společnost Johnson & Johnson s.r.o. se však nezabývá pouze výrobou implantátů, ale má ještě několik dalších divizí. Jejich popis včetně produktů, které vyrábějí, se nachází na odkaze [57].

Totální endoprotéza kolenního kloubu, která se nachází na stránkách [59], je vyrobena společností Stryker. Tato společnost patří k celosvětově uznávaným výrobcům endoprotéz. Mezi další implantáty, které tato firma vyrábí, patří náhrady kloubů horní končetiny, které jsou popsány v online katalogu [62].

Na internetové stránce společnosti Zimmer [60], která se zabývá výrobou endoprotéz, je popsána anatomie zdravého loketního kloubu a dále jsou zde poskytnuty informace o náhradě tohoto kloubu.

Totální náhrada loketního kloubu od společnosti Wright medical technology je popsána v online katalogu [61] včetně postupu způsobu její implantace.

Na stránkách [63] Patobiomechaniky a Patokinesiologie KOMPEDIUM je v oboru anatomie detailně popsána anatomie člověka.

Společnost Mediform se zabývá distribucí speciálních materiálů určených pro zdravotnictví. Výrobky, které jsou v online katalogu utříděny, jsou následně popsány včetně materiálu, ze kterého jsou vyrobeny [64].

Český zdravotnický portál Medicina.cz slouží široké veřejnosti k dobré informovanosti o nejružnějších onemocněních a jejich léčení. Mezi tyto informace, které Medicina.cz poskytuje, patří i informace o kyčelním kloubu a jeho náhradě či určení současného vývoje v jeho operačním řešení [65].

Na stránkách [66], které se zabývají objevy a vynálezy, nemůže chybět historie vývoje endoprotéz. Vynález, který v dnešní době pomáhá řadě lidí v bezbolestném pohybu.

Lékařský časopis SANQUIS vychází v tištěné podobě, zároveň jsou však jeho nové i starší vydání uveřejňovány i na internetových stránkách. Článek zabývající se problematikou životnosti kloubních náhrad je přístupný online [67].

## 5 ROZDĚLENÍ ENDOPROTÉZ

Jednou z nejčastějších ortopedických operací je implantace endoprotézy. Tento druh operace se přiřazuje do oboru Alopastika.

Endoprotézy můžeme rozdělit na totální a částečné. Přičemž totální endoprotéza nahrazuje obě dotykové části kloubu, zatímco částečná endoprotéza nahrazuje povrch jenom jeden. Dále můžeme tyto endoprotézy dělit podle způsobu implantace nebo též podle způsobu fixace a to na cementované a necementované. Delší zkušenosti jsou s náhradami cementovanými.

Cementovaná endoprotéza je upevněna pomocí kostního cementu do předem připraveného lůžka. Tím je myšleno, že nahrazovaná část kloubu je zbavena destruované kloubní chrupavky a vhodně upravená plocha pro upevnění komponenty. Aby kloub správně fungoval, musí operátor dodržet správnou pozici implantátu.

Pokud je součástí endoprotézy dřík, může být také upevněn pomocí kostního cementu, přičemž musí být umístěn do předem připravené dutiny v kosti zbavené spongiózy.

Necementovaná endoprotéza je fixována ke kosti pomocí správně vytvořeného kostního lůžka, do kterého s velkou přesností zapadá komponenta endoprotézy. V případě náhrady acetabula se využívá fixace pomocí šroubu. Jako sekundární fixace se může použít porózní povrch, do kterého následně kost roste. Dochází k tzv. osteointegraci kosti.

Acetabulární komponenty obsahují také kromě kotvící části část artikulační, která je do kotvící části usazena až po jejím správném ukotvení. Tyto artikulační vložky jsou vyrobeny z vysokomolekulárního polyetylenu nebo z keramiky, výjimečně jsou kovové avšak s dokonale hladkým povrchem.

Necementované dřívky jsou ukotveny metodou press-fit, která spočívá v pevném zaražení do přesně opracovaného kostního lůžka. Na rozdíl od acetabulárních komponent se zde nevyužívá fixace pomocí šroubů, a však o to více se využívá porózního povrchu. Ten se vytváří zvláštní slévačskou technologií, tzv. sinterováním, a nebo plazmatickým nástřikem oxidů titanu. Někteří výrobci na tuto vrstvu nanášejí hydroxyapatit. Tato úprava je vytvořena z důvodu zvětšení kontaktního povrchu s kostí a dále zajišťuje sekundární fixaci, kdy hydroxyapatitový nástřik aktivuje osteoblasty k tzv. vazebné osteogenezi. Výsledkem je intimní kontakt mezi nově tvořenou kostí a povrchem endoprotézy.

V případě náhrady kyčelního kloubu se využívají hlavice vyrobené z korundové nebo zirkoniové keramiky, kovových slitin, kde je podmínkou dokonale vyleštěný povrch.

Rozdíl mezi cementovanou a necementovanou endoprotézou je také v době jejího prvního zatěžování a to u cementované endoprotézy od druhého pooperačního týdne, zatímco u necementované endoprotézy musí dojít ke kontaktu povrchu kosti s povrchem endoprotézy, což bývá většinou během tří měsíců. [11]

### 5.1 NÁHRADA KYČELNÍHO KLOUBU

Patří dnes k nejrozšířenějším. Ročně je v České republice implantováno více než 10 000 totálních endoprotéz. Jelikož je kyčelní kloub velice důležitým a zatěžovaným kloubem v těle, je na něj upíraná větší pozornost a jeho vývoj šel oproti ostatním náhradám rychleji kupředu. Totální endoprotézu kyčelního kloubu vyrábějí téměř všichni výrobci zabývající se endoprotézami, a proto je zde velická škála implantátů. [9]

Jedná se o náhradu krčku a hlavice femuru v čtne acetabula.

Náhrady kyčelního kloubu můžeme rozdělit

- a) dle způsobu implantace na:
  - Cementované
  - Necementované
  - Hybridní – kombinace cementovaného femorálního dřívku s necementovanou jamkou

- b) dle typu konstrukce na:
  - Povrchovou
    - nahrazeny jsou pouze kontaktní plochy
    - z důvodu rychlé rekonvalescence, zachování kloubní hlavice a v případě potřeby možnosti další náhrady se používá hlavně u mladých lidí.
  - Cervikokapitální
    - jedná se o částečnou náhradu, u které dochází k nahrazení pouze hlavice stehenní kosti
    - využívá se u starších lidí, kde došlo ke zlomení krčku femuru
    - fixace pomocí kostního cementu
  - Totální (úplnou)
  - Anatomickou – zvláštní případ totální náhrady, kdy je nahrazena i část stehenní kosti (tumorová náhrada)
- c) dle způsobu konstrukce:
  - Monoblok – endoprotéza je vyrobena z jednoho kusu
  - Modulární – dřík se skládá z více komponent, kdy hlavice je nasazena na krčku dříku, nejčastěji se jedná o morseho kužel

## 5.2 NÁHRADA KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub se řadí mezi nejsložitější klouby lidského těla, přičemž se navíc jedná o nosný kloub. Koleno umožňuje tři rotační a tři translační pohyb, přičemž základním pohybem je rotace, která je kombinací valivého a klouzavého pohybu. Je druhou nejčastější totální implantací.

Náhrady kolenního kloubu můžeme rozdělit

- a) dle způsobu implantace na:
  - Cementované
  - Necementované
  - Hybridní – necementovaná femorální a cementovaná tibiální komponenta
- b) dle typu konstrukce na:
  - Povrchovou náhradu
  - Povrchovou endoprotézu
  - Závěsnou pantovou endoprotézu
  - Závěsnou endoprotézu s možností částečné rotace kolem osy bérce kosti

## 5.3 NÁHRADA HLEZENNÍHO KLOUBU

Doposud je ve stadiu vývoje. Vzhledem ke složitosti a námaze hlezenního kloubu, nebyla doposud vyrobena totální endoprotéza, která by byla svými výsledky srovnatelná nebo lepší než artrodéza. Z tohoto důvodu se prozatím využívá artrodéza.

## 5.4 NÁHRADA RAMENNÍHO KLOUBU

Ramenní kloub je méně často a méně výrazněji postižený různými degenerativními procesy než je tomu u kloubů dolních končetin. I když je tento kloub důležitý pro možnost sebeobsluhy, bývá vzhledem k menšímu zatížení menší omezení hybnosti pacientem tolerováno a tím není potřeba tak brzké implantace náhrady jako v případě nosných kloubů.

Je třetí nejčastější totální endoprotézou. Endoprotéza je většinou implantována z důvodu zlomeniny konce kosti pažní, revmatoidní artritidy nebo artrózy.

Náhrady ramenního kloubu můžeme rozdělit

- a) dle typu konstrukce na:
  - Cervikokapitální – slouží k náhradě proximálního humeru
  - Totální endoprotéza s glenoidální komponentou

- Povrchová totální endoprotéza
- b) dle principu vnitřní stlačivosti na:
  - Nestlačivé
  - Polostlačivé
  - Plněstlačivé

Kdy lze míra stlačivosti popsat jako míra stability kloubu po implantaci, přičemž stabilita je dána pouze vlastní konstrukcí implantátu.

- c) dle způsobu konstrukce na:
  - Modulární – s vyměnitelnými různě velkými dílky, hlavicemi a jamkami

### **5.5 NÁHRADA LOKETNÍHO KLOUBU**

Vzhledem k tomu, že se nejedná o nosný kloub těla je endoprotéza implantována z důvodu revmatoidní artritidy nebo poúrazové nestability. Cílem je odstranění bolestivosti, obnovení pohyblivosti a stability kloubu.

Endoprotézy lze rozdělit na:

- Stlačivé
- Polostlačivé
- Nestlačivé

### **5.6 NÁHRADA ZÁPĚSTÍ**

Vývoj endoprotézy zápěstí je teprve v počátku. Častěji se užívá artrodéza, pouze v případě oboustranného poškození se dává přednost totální endoprotéze.

### **5.7 NÁHRADA DROBNÝCH KLOUBŮ RUKY**

Totální náhrada drobných kloubů ruky se užívá na klouby metakarpofalangeální (MCP), vzácněji na proximální interfalangeální (PIP). Destrukce MCP kloubu vede ke ztrátě funkce celého prstu, destrukce PIP kloubu ovlivňuje úchopové funkce ruky.

Jedná se o silastikové necementované kloubní náhrady díky nimž je možno zároveň korigovat postavení prstů.

## 6 MATERIÁLY POUŽÍVANÉ PŘI VÝROBĚ ENDOPROTÉZ

Vhodnost materiálu využívaných pro tvorbu endoprotéz se určuje nejen podle mechanických vlastností, ale též podle biokompatibility tohoto materiálu.

Biovlastnost	Kovy	Keramika, plasty
Biotolerovaný	Korozivzdorná ocel Kobaltová slitina CoCrMo	Polymetylmetakrylát (kostní cement)
Bioinertní	Titan Titanové slitiny	Uhlík, oxidy hliníku, zirkonia a titanu, TiN, Si <sub>3</sub> N <sub>4</sub>
Bioaktivní		Bioskop, biokeramika, hydroxyapatit, trikalciumfosfát

**Tab. 6.1.** Biokompatibilita různých biomateriálů [22]

Biokompatibilita je vlastnost materiálu, která se určuje na rozhraní mezi implantátem a živou tkání. Jedná se o test určující biologickou reakci živé tkáně na implantát a naopak. Z důvodu, že mechanické vlastnosti některých bioinertních a bioaktivních materiálů nejsou vhodné pro výrobu implantátu, se využívá povrchové úpravy implantátu. Využívá se např. povrchové vrstvy, která se nanese na implantát a zaručí jeho biokompatibilitu. Tělo implantátu může být vyrobeno z materiálu s vhodnými mechanickými vlastnostmi.

### 6.1 KOVY A JEJICH SLITINY

#### 6.1.1 NEREZAVĚJÍCÍ OCELI

Odolnost oceli proti korozi je docílena chromem a to minimálně 12 %, díky které se vyvolá ochranná pasivní vrstva na povrchu oceli. Korozivzdornost v redukčním prostředí je zajištěna přidáním niklu a to minimálně 8 %. Přidání molybdenu zvýší odolnost oceli proti korozi v silně agresivním prostředí.

Martensitická ocel: Obsahuje 12 % až 18 % chromu. Je pevná, ale s omezenou odolností proti korozi, magnetická, kalitelná.

Feritická ocel: s přísadou 16 % až 18 % chromu a max. 0,15 % uhlíku. Méně korosivní, avšak s nižším stupněm pevnosti, feromagnetická, nekalitelná.

Austentická ocel: s 16 % až 20 % chromu a 8 % až 25 % niklu. Přidáním více než 2 % molybdenu se zvýší odolnost proti chloridům, z tohoto důvodu je vhodná pro trvalé uložení v lidském těle. Není feromagnetická. [1]

Pro výrobu endoprotéz se nejvíce využívá skupina austentická, která má nejlepší vlastnosti.

#### 6.1.2 KOBALTOVÉ SLITINY

Kobaltová slitina s chromem byla označována jako stellit. Kobalt je prvek, který dle teploty mění krystalickou mřížku a tím i své vlastnosti, je alotropický. Lze rozdělit na dvě skupiny:

- s velkým obsahem uhlíku
- s nízkým obsahem uhlíku – výroba implantátů
  - Chromkobaltmolybdenová slitina – též stellit 21. Z důvodu špatné obrobitelnosti se využívá odlévání do forem metodou přesného lití. Má vysokou resistenci proti korozi ve fyziologickém prostředí. Nevýhodou je vysoká cena, vysoká koncentrace Co, Cr a Ni, tvorba bublin při odlévání.
  - Kobaltchromniklwolframová slitina – též stellit 25. Slitina má vysokou pevnost a rezistenci proti korozi, zpracování pomocí slévání nebo kování, povrch relativně

hrubý a není vhodný pro kloubní plochy. Povrch leštěn do saténového lesku, materiál vhodný pro trvalé náhrady v těle.[1]

### 6.1.3 ČISTÉ KOVY

Čisté kovy jsou vhodné pro svoji vysokou odolnost proti korozi, avšak jsou velmi drahé a mají nízké mechanické vlastnosti.

Titan je nejinertnější kov, ovšem v čistém stavu nemá takové vlastnosti jako ocel nebo kobalt. Nevýhodou je absence ochranné pasivní vrstvy. Z tohoto důvodu lze v okolí implantátu nalézt začernalé tkáně.

Tantal je málo odolný vůči alkáliím.

Zirkon má podobné vlastnosti jako titan, cena kovu je však vysoká.

## 6.2 PLASTICKÉ HMOTY

Struktura řady monomerů je odvozena od nenasyceného uhlovodíku etylenu  $C_2H_4$ . Akrylové a metakrylové skupiny tvoří samostatnou skupinu.

Polyetylen je důležitým materiálem v oblasti ortopedie, dříve se vyráběl polymerací ethylenu při vysokém tlaku a teplotách. Dnes se používá novější technologie, která umožňuje výrobu nízkotlakého vysokomolekulárního polyethylenu s dokonalejšími mechanickými vlastnostmi, které jsou vhodné pro aloplastiku.

Vhodnost plastických hmot se posuzuje na základě těchto kritérií:

1. pevnost při tlaku, ohybu, eventuálně trhu
2. tvrdost
3. elektrické a dielektrické vlastnosti
4. tření (otěr)
5. stálost při změně teploty
6. snášenlivost tepla ve srovnání s nízkotlakým vysokomolekulárním polyetylenem
7. snášenlivost s chemikáliemi a sklon ke korozi při napětí
8. příjem vody – zda je hmota hydrofobní či hydrofilní na povrchu nebo jako celek
9. fyziologické vlastnosti: materiál je snášen v organismu, je vyzkoušen podle požadavků zdravotnických institucí
10. dosažitelnost v každé době ve stejném složení, stejných vlastností a ze stejného výrobního postupu [1]

Kritéria byla vytvořena z chyb, ke kterým došlo v minulosti např. teflon byl použit pro výrobu umělé jamky. Dle laboratorních výsledků se předpokládala životnost 20 let, ovšem k jeho opotřebení došlo po 2 letech. Dalším omylem bylo použití polyesteru a polyacetalu.

Organismus reaguje na plasty jako na cizí předměty, a proto musí být plastická hmota dostatečně biokompatibilní, aby došlo ke správnému přijmutí. Jediným plastem, který se dlouhodobě osvědčil, je nízkotlaký vysokomolekulární polyetylen, který se využívá především pro své tlumící schopnosti jako náhrada chrupavky.

### 6.2.1 NÍZKOTLAKÝ VYSOKOMOLEKULÁRNÍ POLYETYLEN

Patří zatím k nepřekonanému materiálu, ze kterého se vyrábějí artikulační vložky. I přesto, že je nazýván jako tzv. zlatý standard, je jeho selhávání nejčastější příčinou. Z makroskopického hlediska lze jeho namáhání popsat jako otěr, kterým se zmenšuje tloušťka artikulační vložky. Při otěru se uvolňují mikroskopické částice, které v okolí implantátu způsobují zánětlivé reakce. Ty jsou nebezpečné především z důvodu šíření zánětu k implantátu a možnosti jeho uvolnění. Celý tento popis otěrových částic se považuje za mikroskopický popis, který je ovšem problémovější, než makroskopický. Z tohoto důvodu se vývoj upřel ke zvýšení otěrové odolnosti polyethylenu.

Poněvadž již při výrobě dochází k zahřátí polyetyleny na teplotu tání, dochází ke změně jeho vlastností. Další strukturní změny mohou nastat při sterilizaci či v průběhu skladování. Zkušenosti z dřívějších dob ukázaly, že pokud je při sterilizaci přítomno pouze malé množství kyslíku, dochází ke vzniku kyslíkových radikálů, které mohou tvořit vazbu typu C-C mezi přilehlými polyetylenovými molekulami. Tento proces se nazývá crosslinking. Takto zpracovaný polyetylen má podle některých laboratorních výsledků lepší odolnost vůči otěru. Celý postup úpravy polyetyleny se tedy skládá ze dvou kroků. Prvním z nich je ozáření ionizačním zářením, které musí mít přesně zvolené parametry, jako je teplota, rychlost dávkování, radiační dávka a typ záření. Tím dojde k zesíťování. Druhým krokem je tepelná úprava, jejímž hlavním úkolem je zničení makroradikálů, které vznikly při ionizaci a měly by negativní vliv na životnost.

### 6.3 KERAMIKA

Používá se od začátku 70. let. Keramika je materiál obsahující více než 85 %  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , pro výrobu endoprotéz se užívá o čistotě 99,7 %.

	Kov	Keramika
Hutnost $\text{g/cm}^3$	8,3	3,9
Elasticita $\text{kp/mm}^2$	20 000	38 000
Pevnost na tlak $\text{kp/mm}^2$	66 - 76	500
Pevnost na ohyb $\text{kp/mm}^2$	66 - 76	50
Pevnost na tah $\text{kp/mm}^2$	66 - 76	38
Tření $\text{kp/mm}^2$	Kov-polyetylen 0,1 – 0,2	Keramika-keramika 0,1 – 0,07
otěr	10	1

Tab. 6.2. Hodnoty porovnání keramiky se slitinou CoCrMo [1]

Zatímco tření u kombinace kovu s polyetylenem se postupně zvyšuje, při užití keramiky se tření snižuje. Vynikající vlastnost keramiky s polyetylenem vyzkoušeli Semlitsch a spol. roku 1975, hodnoty byly nižší než u kovu s polyetylenem. Keramika vykazuje vynikající snášenlivost v organismu. Zatímco plasty vyvolávají menší či větší reakci v těle, keramiky mají minimální otěr a jejich částice jsou naprosto inertní. Keramika se již po 3 až 6 měsících integruje do skeletu a na hranici implantátu je novotvořená kost.

## 7 VÝROBA ENDOPROTÉZY

Každá endoprotéza má své počátky ve vývojovém oddělení firmy, kde se ve velké míře využívá počítačových programů, ve kterých se tyto endoprotézy navrhují a vykreslují ve 2D a 3D zobrazení. Konstrukteři, zde pracující, musí navrhnout endoprotézu tak, aby splňovala podmínky pro správné a kvalitní implantování a také aby byla umožněna fixace. Samozřejmě musí být endoprotéza schopna splňovat namáhání a pohyby kloubu, který nahrazuje. I k těmto účelům se používají počítače, ve kterých se vytvářejí modely zatěžování. Velmi důležité pro vývoj jsou rady a připomínky lékařů, kteří se ortopedií zabývají.

Ještě předtím, než se začne vyrábět jakákoliv komponenta implantátu, musí nejprve materiál projít vstupní kontrolou, která obsahuje analýzu chemického složení materiálu pomocí spektrometru a ověření mechanických vlastností pomocí tvrdoměru. Tato kontrola je velmi důležitá a pomocí ní můžeme vyloučit chyby, které by vznikly použitím materiálů o špatném složení. Různost materiálů může způsobit, že méně legovaný implantát se stává anodou a dochází k místní elektrochemické korozi.

Po této kontrole dochází již k samotnému procesu výroby, jedná se především o výrobu na CNC obráběcích centrech, které zaručují vysokou přesnost. Ta je velmi sledována a důkladně kontrolována. Efektivita výroby s vysokou precizností je dána 3 – 5 osými obráběcími centry určenými k broušení kulových ploch, frézování složitých tvarů implantátů se provádí pomocí více vřetenové frézky řízené výpočetní technikou.

Vzhledem k složitosti povrchu se jedná např. o CNC nástrojařské pětiosé brousící centrum od firmy SCHÜTTE. Tento stroj umožňuje brousit a leštit do vysokého lesku plochy v prostoru v tolerancích tisícín milimetru. Dalším zařízením, které umožňuje přesnou a vysokou kvalitu povrchu je např. mikrofinišovací stroj. Jedná se o poloautomat který zajišťuje max. drsnost povrchu  $R_a = 0,05 \mu\text{m}$  a kruhovitost max.  $4 \mu\text{m}$ . Oba tyto stroje vlastní česká firma Beznoska.

Kromě obráběcích strojů se k výrobě využívá i nových technologiích např. elektroerosivní hloubení. Povrchová úprava je docílena broušením na bruskách nebo omíláním. Postupný vývoj endoprotéz a nároky na ně kladené zapříčinily zvýšení důležitosti kvality výsledného povrchu.

Následuje několikateré důkladné čištění výrobků od nečistot či výrobních tekutin v ultrazvukových lázních během výrobního procesu a po povrchové úpravě za použití elektrochemického leštění. Dalším krokem, který dotváří výsledný produkt, jsou tryskácká zařízení na úpravu povrchu nebo např. vakuová pec určená pro tepelné zpracování. Posledním a zároveň velmi důležitým bodem je výstupní kontrola, která je prováděna na všech výrobcích a to nejen vizuální a mechanická, ale také kontrola např. na tříosouřadnicovém přístroji od firmy RENISHAW. Tato kontrola je extrémně přesná a tudíž je i kvalita výrobku na vysoké úrovni. V konečné fázi jsou výrobky znovu důkladně očištěny, označeny a následně sterilizovány a zabaleny do obalu pro uchování sterilizace. Posledním krokem je expedování výrobku k zákazníkovi (nemocnice).



## 8 TŘENÍ

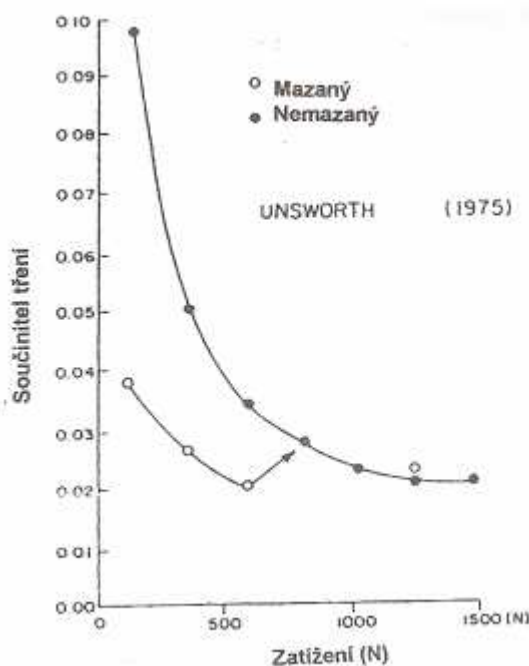
Tření vzniká mezi dvěma povrchy, které se navzájem dotýkají a pohybují. Proti tomuto pohybu působí třecí odpor, který vzniká především z důvodu přilnavosti a drsnosti povrchů. Pokud je mezi tělesy mazací vrstva, závisí třecí odpor i na její viskozitě.

V případě kloubní chrupavky je tření závislé na proudění tekutiny, která se nachází mezi povrchy, přesněji v pórech pevné matrice. Velmi významný vliv mají i viskoelastické vlastnosti kolagenní matrice.

Pro popis a určení velikosti tření se využívá součinitele tření, který je určen jako poměr třecí a normálové síly. K jeho určení se využívá dvou metod. První z nich je pomocí speciálního zařízení, do kterého se umístí kloub. Zařízení dokáže měřit suché i viskózní tření neboli tření s mazací vrstvou a bez ní.

Tření, které vzniká mezi povrchy, které nejsou mazány, je výrazně větší. Spolu s tím dochází i k většímu opotřebení. Z tohoto důvodu je nutné, aby kloubní chrupavka utvářela mazací vrstvu a nedocházelo tak k meznímu tření.

Druhý experiment spočívá v určení prokluzu chrupavky, dochází při něm k rozdělení mezního tření a viskózních účinků. Součinitel tření se spolu se vzrůstající dobou zatížení a zvětšujícím se zatížením zvětšuje. Zavedením mazací tekutiny, u kloubu se jedná o synoviální, se součinitel snižuje. Tento experiment je významný tím, že dokazuje vytlačování tekutiny do mezery a následné znovu vytvoření nové mazací vrstvy při kmitavém zatížení. Tím dochází k přeměně typu mazání z mezního na kapalné a současně ke snížení třecího odporu.



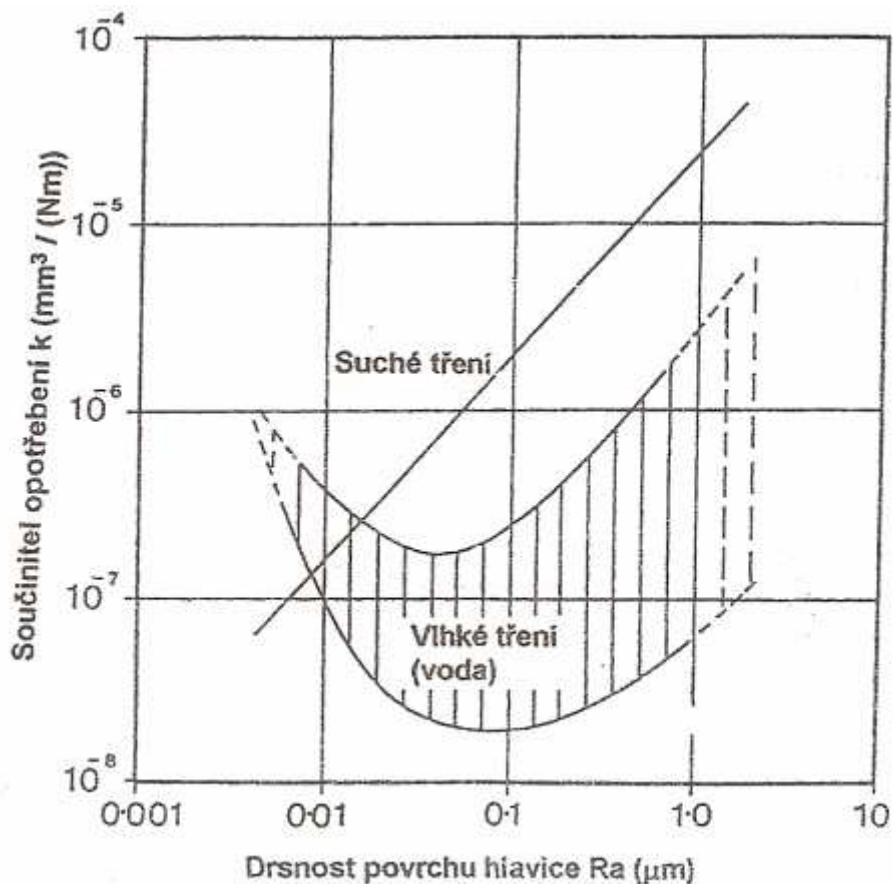
Obr. 8.1. Závislost součinitele tření na typu a velikosti zatížení [2]

### 8.1 OPOTŘEBENÍ KLOUBNÍCH POVRCHŮ

Dosavadní znalosti o rychlosti opotřebení chrupavek in vivo jsou nedostačující. Většina znalostí se týká především opotřebení in vitro, které dokazují, že opotřebení chrupavek je závislé na velikosti a době zatížení a také rychlosti, jakou se povrch odírá.

Totální náhrady lidských kloubů jsou vyráběny z materiálů, které vykazují nízké opotřebení. Nejčastější náhrady jsou vyrobeny z kovu, například ze slitiny titanu, CoCrMo nebo korozivzdorné oceli. Dále se s velkou výhodou využívá vlastností keramiky a plastů, kde

dominantní místo zaujímá polyetylen a jeho modifikace. Vzhledem k možnosti vzájemnému porovnání opotřebení materiálů u kloubních náhrad, byl zaveden součinitel opotřebení  $k$ , který vyjadřuje odpor materiálu proti opotřebení.



**Obr. 8.2.** Opotřebení polyethylenu v závislosti na podmínkách okolí a velikosti drsnosti  $R_a$  [3]

Paul navrhl součinitel opotřebení  $k$  daný vztahem  $k = \pi R^2 p \frac{1 - 0,01C}{1,188NBd}$ , [3]

kde je závislost opotřebení závislá na poloměru hlavice  $R$ , rychlosti pronikání  $p$  [m/rok], dále procentuální vliv creepu, počtu cyklů, které kloub vykoná, hmotnosti těla  $B$  [N] a průměru hlavice [m].

Závislost  $k$  se s materiálem výrazně mění, zatímco u keramických hlavic a polyetylenových jamek je nízké z důvodu časového poklesu rychlosti opotřebení, u kovových hlavic rychlost opotřebení roste.

## 9 ŽIVOTNOST ENDOPROTÉZ

Životnost endoprotéz se odhaduje přibližně na 15 let. Životnost ovšem záleží na mnoha hlediscích, především se jedná o způsob a množství zatěžování, roli zde hraje i hmotnost člověka.

Jsou známy případy, kdy patnáctiletý chlapec nebo sedmnáctileté děvče již potřebovali implantát. Životnost těchto endoprotéz je těžko určitelná a to z důvodu zvýšené aktivity jedinců a tím souvisejícího zatěžování implantátu.

Endoprotézy se nejčastěji implantují starším osobám, ovšem věk lidí, kteří ji potřebují, se neustále snižuje. Z tohoto důvodu se implantují i ve věku kolem 35 let, bez případných komplikací při průměrné době života se očekává jedna reimplantace. Komplikace nastávají např. brzkým zatěžováním nebo uvolněním jedné z komponent.

Způsob a rychlost zpětného zařazení člověka do běžného života je také velmi odlišná a záleží zde především na několika faktorech. Hlavním faktorem je především přijetí endoprotézy, následně je velmi důležitá stavba svalu kolem implantátu. Jedinci, kteří nemají svaly příliš ochablé, se navracejí do života rychleji.

Důkazem je např. trenér Josef Augusta, který potřeboval endoprotézu v 44 letech a jak on sám říká: „A já hned lítal, hrál tenis, bruslil ....“ Reimplantace byla nutná po 14 letech jeho aktivního života. [27]

Druhým příkladem je herec Radek Brzobohatý, u kterého došlo před operací ke ztrátě chrupavky a bolestem. Následovala operace, která proběhla v červnu a v prosinci již měl hrát. Svým aktivním přístupem k životu se velmi rychle zotavil a v prosinci již vystupoval.

V obou těchto případech byly implantovány endoprotézy od českého výrobce, firmy Beznoska, s. r. o., která vyrábí nástroje a implantáty pro traumatologii a ortopedii.

Jedná se o středně velkou firmu se zázemím v kladenském regionu. Krom českého trhu se jejich výrobky vyvážejí např. do Ruska, Jihoafrické republiky, Ázerbájdžánu, Turecka, Sýrie, Polska a Litvy. Základy výroby spadají do poloviny 20. století, kdy metalurgové z Poldi Kladno začali pracovat na vývoji materiálu pro implantáty. Postupně vznikla samostatná dílna „Chirurgie“. V roce 1991 došlo k privatizaci a začátkem roku 1992 vznikla Beznoska s. r. o.. Po patnácti letech existence firmy je v jejím sortimentu již více než 2500 různých implantátů a chirurgických nástrojů a to pro aloplastiku i osteosyntézu. Tyto produkty jsou vyráběny na více než 100 strojích a zařízeních, která jsou od světových firem Schütte, Haas, Intos, Thielenhaus, Tornos. Vysoká kvalita je zajištěna nákupem kvalitních materiálů od předních světových výrobců, např. Böhler, Thyssen, Krupp, Zapp, BGH nebo Carpenter. Jedná se především o korozivzdornou ocel CrNiMo (ISO 5832-1), korozivzdornou dusíkatou ocel (ISO 5832-9), titanovou slitinu Ti6Al4V (ISO 5832-3), kobaltovou slitinu CoCrMo (ISO 5832-4 a ISO 5832-12), ultravysokomolekulární polyethylen UHMWPE (ISO 5834-2).

Na vývoji nových implantátů spolupracuje firma Beznoska s předními odborníky z vyhlášených klinických pracovišť a výzkumných ústavů. Velmi si cenní zkušeností a rad lékařů, se kterými také spolupracují. Tyto zkušenosti jsou impulsem pro vývoj a vylepšení výrobků. Důkazem je například konání lékařských sympózií, kde se také hovoří o výsledcích operací či životnosti výrobků. K představení nových výrobků dochází buď v sídle společnosti nebo k ukázce konající se přímo na jejich pracovišti.

## 10 V SOUČASNÉ DOBĚ POUŽÍVANÉ TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY

### 10.1 FIRMA BEZNOSKA, S. R. O.

#### 10.1.1 TOTÁLNÍ NÁHRADA KOLENNÍHO KLOUBU

Koleno patří k největším a současně k nejsložitějším kloubům lidského těla. Spojují se zde stehenní kost (femur), holenní kost (tibia) a česka. Správná funkce nám umožňuje chůzi, běh a další aktivity, proto je jakékoliv onemocnění velmi problematické. Nejčastěji se jedná o pohmoždění nebo natržení vazů. Ovšem při složitějších onemocněních jako je například artróza, genartróza, osová deformita nebo kostní nádor, je jednou z možností umělý kloub.

Pro bezbolestný pohyb bylo vyvinuto několik druhů totálních náhrad kolenního kloubu.

Každá totální endoprotéza se skládá z náhrady tibie, femuru a vzhledem k nárazům, které koleno absolvuje, nemůže chybět náhrada chrupavky, kterou je artikulační vložka z nízkotlakého vysokomolekulárního polyethylenu.

#### *Endoprotéza typu SVL od firmy Beznoska s.r.o.*

Jedná se o náhradu zachovávající zadní zkřížený vaz. Tibiální komponenta je asymetrického tvaru, z tohoto důvodu není možná záměna náhrady pro levou a pravou končetinu. Fixace je zajištěna pomocí kostního cementu.

Femorální komponenta je vyrobena z CoCrMo slitiny, tibiální komponenta z titanové slitiny. Obě komponenty jsou vyráběny v šesti velikostech, ke kterým se vyrábí polyethylenová vložka o pěti tloušťkách.



Obr. 10.1. Endoprotéza typu SVL [28]

#### *Endoprotéza typu SVS od firmy Beznoska s.r.o.*

Tento druh implantátu je odvozen od typu SVL, jedná se o tzv. stabilizovanou variantu. Na rozdíl od typu SVL neumožňuje tato varianta ponechání zadního zkříženého vazy. Funkčnost vazy je nahrazena rozdílnou konstrukcí polyethylenové vložky.

Endoprotéza je vyráběna v šesti velikostech s pěti tloušťkami polyethylenových vložek.



Obr. 10.2. Femorální komponenta typu SVS [28]

***Endoprotéza typu SVR od firmy Beznoska s.r.o.***

Endoprotéza určená pro reimplantace, je odvozena od typu SVL. Rozdílnost je především v tibiální komponentě, která na rozdíl od typu SVL je symetrická. Další rozlišnost tvoří dříčky, které slouží k upevnění komponent a lepšímu přenosu zatížení na kost. Na rozdíl od implantátu SVL, který zachovává zadní zkřížený vaz, ho typ SVR nahrazuje.

Implantát se skládá z femorální komponenty s dříčkem, polyethylenové vložky a tibiální komponenty s dříčkem. U revizní operace jsou dříčky vždy vyžadovány, důvodem je lepší přenos zatížení na kost.



Obr. 10.3. Endoprotéza typu SVR [31]

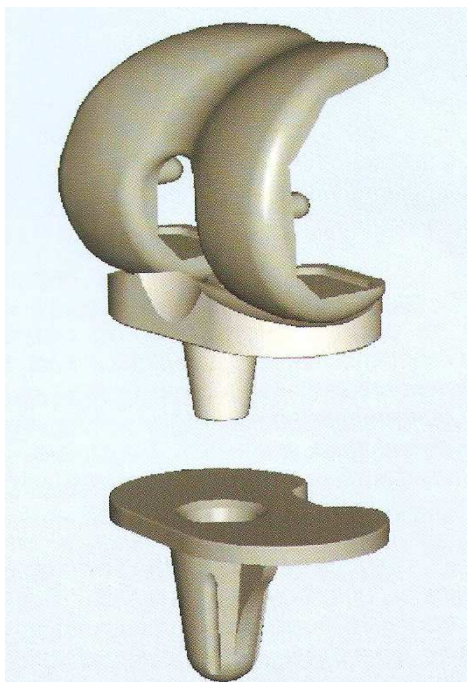
***Endoprotéza typu SVL/RP od firmy Beznoska s.r.o.***

Základní myšlenkou vytvoření této náhrady, byla absence unikátního materiálu s vlastnostmi zdravého kloubu. Z tohoto důvodu se konstruktéři zaměřili na omezení produkce otěrových částic pomocí zdokonalení povrchové úpravy a zlepšení rozložení tlaku v místě kontaktu. Vzhledem ke složitosti a zatížení kloubu lze otěr snížit například změnou typu vzájemného pohybu dosedajících ploch. Výsledkem bylo vytvoření endoprotézy, která vychází z typu SVL, s tím rozdílem, že polyethylenová vložka má stálou osu rotace.

Femorální komponenta je totožná s typem SVL, rozdíl nastává v tibiální komponentě, která je symetrická a je vyrobena ze slitiny CoCrMo. Polyethylenová vložka je také symetrického tvaru. Zásadní rozdíl je však v připevnění vložky, která je zajištěna proti posunutí kuželovým čepem. Dalším rozdílem je změna sklonu tibiální kotvící části.

Fixace kovové femorální a tibiální kotvící části je zajištěna kostním cementem.





Obr. 10.4. Endoprotéza typu SVL/RP [16]

**Endoprotéza typu CMS od firmy Beznoska s.r.o.**

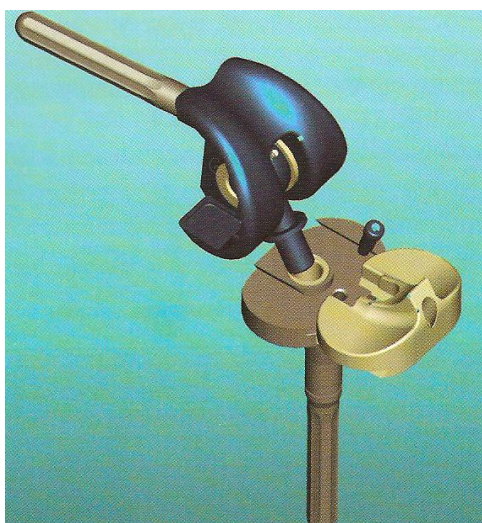
Lze ji charakterizovat jako závěsný typ kolenní protézy. Předností této endoprotézy je křížový kloub, skládající se ze závěsného prvku a otočného čepu, který spojuje prvek s femorální komponentou. Pomocí tohoto mechanismu je umožněna flexe, extenze a axiální rotace.

Závěsný prvek je uložen ve vnitřní části femorální komponenty, kde jsou umístěny pouzdra z polyethylenu.

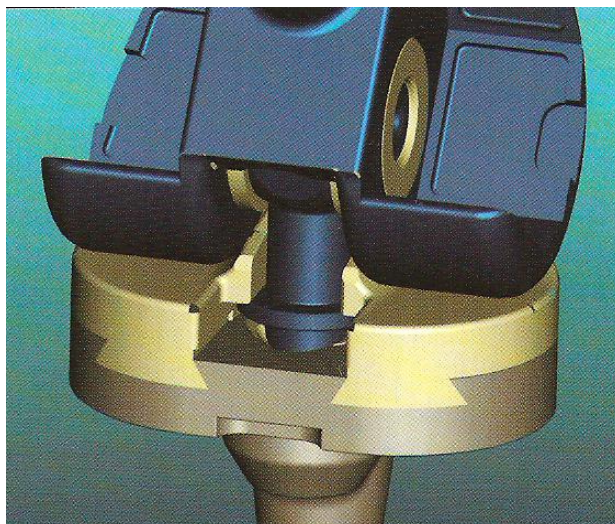
Po umístění závěsného prvku do otvoru v tibiální komponentě následuje nasunutí vložky do rybinového vedení, které je vytvořeno v tibiálním platu. Takto složená endoprotéza se zajistí spojovacím šroubem. Z důvodu důmyslné konstrukce křížového kloubu vyniká endoprotéza vysokou stabilitou.

Femorální komponenta je vyrobena z kobaltové slitiny. Tibiální plato je symetrického tvaru a spolu s otočným čepem je vyrobena z korozi-vzdorné oceli.

Tento typ se používá pro pacienty s instabilitou kolenního kloubu a pro pacienty s kostními nádory. Lze použít i u mladých nebo aktivních pacientů.



Obr. 10.5. Typ CMS [17]



Obr.10.6. Detail [17]

## 10.1.2 TOTÁLNÍ NÁHRADA KYČELNÍHO KLOUBU

Kyčelní kloub je největším kloubem v lidském těle. Rozsahem svého pohybu patří také k největším. Zatížení tohoto kloubu dosahuje vysokých hodnot a to nejen z důvodu, že se jedná o kloub dolní končetiny, ale také jeho postavením v těle. Onemocnění jsou velmi obtížná a často zhorší kvalitu života.

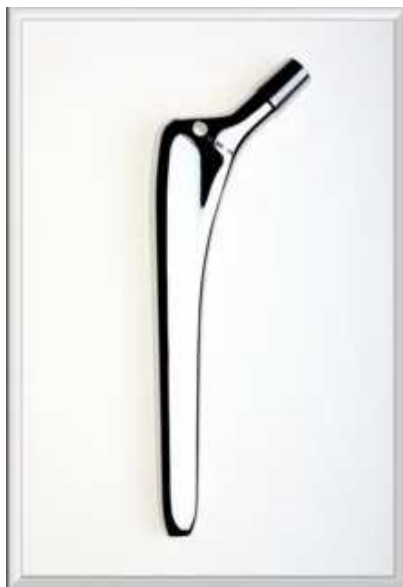
### 10.1.2.1 DŘÍKY TOTÁLNÍCH ENDOPROTÉZ KYČELNÍHO KLOUBU

#### *Typ Poldi*

Výroba začala již roku 1972 v Poldi Kladno, do dnešní doby zaznamenala řadu vylepšení. Dnes je vyráběna z koroziivzdorné oceli legované dusíkem s leštěným povrchem. Jedná se o cementovanou endoprotézu.



Obr. 10.7. Typ Poldi [32]



Obr. 10.8. Typ CSC [32]



Obr. 10.9. Centralizér [32]

#### *Typ CSC*

Cementovaný dřík totální endoprotézy je určený pro implantaci s použitím centralizéru pro rovnoměrnější vrstvu cementu. Tvar implantátu je navržen tak, aby při funkční zátěži byla zmenšena koncentrace napětí v cementovém plášti. Dřík je vyroben z koroziivzdorné oceli legované dusíkem a následně leštěn do zrcadlového lesku. Krček endoprotézy je uzpůsoben pro použití keramických hlavic.

#### *Typ SF*

Dřík necementované totální endoprotézy je vyroben z titanové slitiny. Provedení je dvojího druhu a to s límce a bez límce. Každý dřík má 9 velikostí a to o průměru 10 - 18 mm. Na horních dvou třetinách dříku je z důvodu sekundární fixace nanesena vrstva titanu.



Obr. 10.10. Necementovaný dřík typu SF [28]

#### 10.1.2.2 JAMKY TOTÁLNÍCH ENDOPROTÉZ KYČELNÍHO KLOUBU

##### *Typ Poldi*

Cementovaná kloubní náhrada, která se začala vyrábět již v roce 1972.



Obr. 10.11. Typ Poldi [32]



Obr. 10.12. Typ 02 [32]

##### *Typ 02*

Cementovaná jamka s centralizéry, které slouží ke zrovnoměnění vrstvy cementu. Tato konstantní vrstva zaručuje lepší stabilitu mezi kostí a jamkou.

##### *Typ SF*

Necementovaná jamka je vyráběna v deseti velikostech z titanové slitiny. Z důvodu sekundární fixace tvoří její vnější povrch titanový nástřík. Vnitřní část je kulového tvaru s vnitřním dvanáctihranem ve zvýšeném plášti jamky. Tento tvar je navržen z důvodu zamezení rotace polyethylenové vložky, její zajištění v plášti je docíleno pojistkou z titanového drátku.

#### 10.1.2.3 DŘÍKY PRO REVIZNÍ OPERACI

##### *Revizní operace*

Vzhledem k rozsáhlému zásahu do kostní tkáně při odstraňování předešlého a výroby vhodného ukotvení nového implantátu patří reoperace totálních náhrad kyčelního kloubu k náročnějším výkonům.

##### *Typ SF revizní*

Jedná se o necementovaný dřík konstrukčně vycházející z dříku typu SF. Je vyroben z titanové slitiny Ti6Al4V, kde je z důvodu sekundární fixace ve vrchní části nanесena vrstva titanu. Rotační stabilita je zajištěna 9 - 12 drážkami ve spodní části dříku. V této části je z důvodu snížení tuhosti dřík třikrát rozříznut.



### **Typ RMD**

Kloubní náhrada se skládá z necementovaného dřívku, který zajišťuje rotační stabilitu proximálního segmentu, umožňujícího správné vyplnění dřeňové dutiny a ze spojovacího šroubu pro bezpečné spojení komponent. Tato sestava umožňuje velké množství kombinací implantátů, správné nastavení polohy krčku, obnovu a zachování délky končetiny.

Z důvodu sekundární fixace je na kuželové části proximálního segmentu nanесena vrstva porézního titanu.

### **10.1.2.4 IMPLANTÁTY PRO REVIZE ACETABULA**

#### **Primární fixace**

Primární fixace je většinou docílena upevněním pomocí šroubů, jejichž základní rozdělení je na šrouby spongiózní a kortikální.

Tělo spongiózního šroubu je průměru 4,5 mm a průměr závitu 6,5 mm. Z důvodu lepšího držení šroubu v kosti se předvrtává díra do hloubky několika mm. Šroub se chová jako samopřezný, i když to neodpovídá jeho konstrukci.

Kortikální šrouby se využívají pro fixaci fragmentů pevné kosti. Šroub se vyrábí o průměru těla 3,2 mm a průměru závitu 4,5 mm. Předvrtává se díra o průměru 3,2 mm.



**Obr. 10.13.** Kortikální (dole) a spongiózní (nahore) šroub

#### **Jamka typu BS**

Jedná se o podložku pod pánevní jamku, která vychází z tzv. BurchSneiderova prstence. Slouží jako nosný prvek pro cementovanou plochou jamku kyčelního kloubu. Je vyrobena z korozi-vzdorné oceli. Fixace obou velikostí, které se vyrábějí, je zajištěna samořeznými šrouby z korozi-vzdorné oceli.

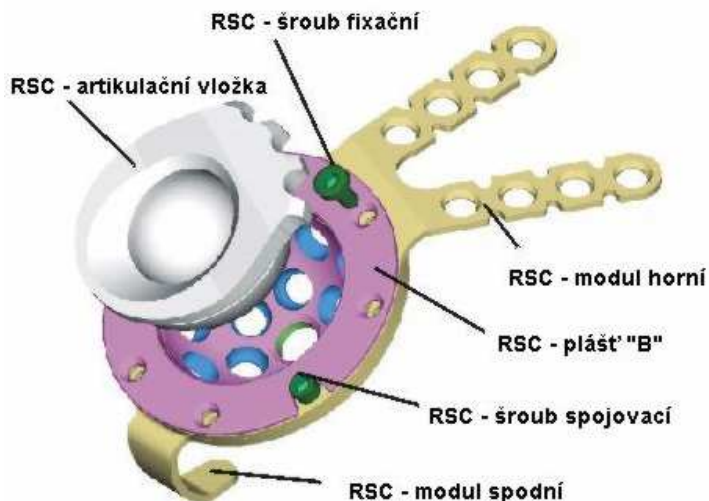


Obr. 10.14. Podložka pod pánevní jamku typ BS [25]

#### **Jamka typu RSC**

Jamka zajišťující rekonstrukci rozsáhlých defektů acetabula. Implantát se skládá ze dvou částí, které umožňují dobré připevnění implantátu. Spodní díl je opatřen hákem, který se díky vhodně zvolené konstrukci umístí do potřebné pozice. Druhým dílem je horní část se svými křídly, která umožňují pevné připevnění pomocí šroubů. Tím dojde ke spojení spodní a horní části. K implantátu se dodávají artikulární vložky vyrobené z polyethylenu.

Pro lepší sekundární fixaci jsou některé povrchy ošetřeny plasmaticky naneseným porézním titanem.



Obr. 10.15. Implantát pro acetabula typu RSC [33]

#### **Jamka typu TC**

Implantát určený k překlenutí defektů acetabula využívající principu fixace press-fit. Konstrukce vychází z jamky typu SF, která je upravena do oválného tvaru. Ovalita je způsobena přidáním 4 žeber, která zajišťují lepší regeneraci kostní tkáně v okolí implantátu. Rozdíl příčného a podélného průměru je dvojího druhu a to 12 nebo 18 mm.

Jamka je vyrobena z titanu, její fixace je zajištěna titanovými šrouby.



Obr. 10.16. Jamka typu TC [34]



Obr. 10.17. Jamka typu TC [34]

## 10.2 ENDOPROTÉZY OD SPOLEČNOSTI MEDIN

Medin, akciová společnost se sídlem v Novém Městě na Moravě, se zabývá výrobou a prodejem nástrojů pro humánní lékařství včetně kostní chirurgie a implantátů.

### 10.2.1 NÁHRADY KOLENNÍHO KLOUBU

#### *MEDIN modulár – MM*

Jedná se o cementovanou totální náhradu kolenního kloubu, která umožňuje ponechání zadního zkříženého vazů. Femorální komponenta je vyrobena ze slitiny CoCrMo. Vzhledem ke své asymetrické konstrukci je pro pravou a levou nohu nezaměnitelná. Tibiální komponenta je složena z kotvící části s dřikem a polyetylenové vložky. Kotvící část je vyrobena z titanové slitiny.

Implantát je modifikován i pro revizní operace, kde se vyžaduje zavedení dříků pro lepší přenos zatížení.



Obr. 10.18. MEDIN modulár – MM [37]

#### *MEDIN univerzál - MU*

Femorální komponenta je vyrobena ze slitiny CoCrMo a je konstruována jako symetrická. Tibiální komponenta je vyrobena ze dvou neoddělitelných částí - z kotvící části s dřikem vyrobené ze slitiny CoCrMo a z polyetylenové plochy, která je pevně nalisována.



Obr. 10.19. MEDIN univerzál – MU [38]

### 10.2.2 NÁHRADA ZÁPĚSTÍ

#### *MEDIN náhrada zápěstí*

Necementovaná náhrada jednoho z nejpoužívanějších kloubů těla. Implantát se využívá při poškození vzniklé vlivem osteoartrózy, revmatického onemocnění a ve výjimečných případech po úrazech.



Obr. 10.20. MEDIN náhrada zápěstí [39]

### 10.2.3 NÁHRADA JAMKY KYČELNÍHO KLOUBU

#### *MEDIN oválná – MO*

Acetabulární komponenta MO se svým oválným průřezem je vyrobena ze slitiny titanu Ti6Al4V. Fixace je zaručena šrouby. Povrchová vrstva, která se dotýká kosti, je ošetřena kombinovaným porézním nástřikem s kontaktní vrstvou hydroxyapatitu.



Obr. 10.21. MEDIN oválná - MO [40]

#### *MEDIN oválná modulární – MOM*

Kyčelní jamka MOM je konstruována pro rozsáhlé defekty acetabula. Její vnější část je opatřena třemi rybinovými drážkami, které umožňují přidání speciálních modulů pro lepší primární fixaci. Fixace kostními šrouby zůstává zachována jako u typu MO. Artikulační vložka je vyráběna z polyetylenu.



Obr. 10.22. MEDIN oválná jamka MOM [41]

#### ***MEDIN sférická - MS, MEDIN sférická optimal – MSO***

Kotvící část sférického tvaru je vyrobena ze slitiny titanu, zatímco kontaktní vložka z polyethylenu. Povrch kotvící části je z důvodu sekundární fixace opatřen vrstvou hydroxyapatitu. Primární fixace je zajištěna šrouby, pro které je ve vnějším provedení vytvořeno u typu MS 11 otvorů a u typu MSO 3 otvory.



Obr. 10.23. MEDIN sférická – MS [42]

### **10.2.4 DŘÍKY**

#### ***MEDIN Cyldrický MC-T***

Konstrukce necementovaného dřívku je v provedení s límce, nebo bez límce. V jeho vrchní části je nanesena vrstva hydroxyapatitu. Dřív endoprotézy je ve spodní části kruhového průřezu, který postupně přechází do anatomického tvaru, kdy vnitřní strana implantátu následuje tvar femuru, zatímco vnější strana je přímá. Komponenta je vyrobena ze slitiny titanu. Zakončení krčku endoprotézy je provedeno standardním kuželem.

#### ***MEDIN Cyldrický - MC-S***

Jedná se o cementovanou endoprotézu, vyrobenou ze slitiny FeNiCr s leštěným povrchem. Vyrábí se ve dvojím provedení, s límce a bez límce a to hned v šesti velikostech. Tvar konstrukce je podobný jako u typu MC-T .



Obr. 10.24. MEDIN Cylindrický - MC-S [43]

### **Kloubní hlavice**

Z důvodu snadnějšího implantování dřívku a znesnadnění poškození povrchu dosedací plochy, je hlavice většinou volena jako samostatný prvek, která má v sobě vytvořenou díru ve tvaru negativu kuželového konce dřívku. Firma MEDIN používá tyto kloubní hlavice:

- Kovové
  - Z nerezavějící oceli FeNiCr
  - Slitina CoCrMo
  - Slitina Ti6Al4V
- Keramické jsou vyráběny ze slinutého mikrozrnného korundu
- CEP jsou vyráběny z jednoho kusu materiálu, kdy tvar hlavice je tvořen kulovou plochou. Pro výrobu implantátu je použito nerezavějící oceli FeNiCr.
- CEP Bipolární je vyrobena ze třech komponent, které jsou nerozebíratelně složeny. Jedná se o kovový plášť kulového tvaru, vložky vyrobené z polyethylenu a vnitřní kovové hlavice. K výrobě obou kovových komponent je užito nerezavějící oceli FeNiCr.



Obr. 10.25. Keramické hlavice [44]



Obr. 10.26. Kovové hlavice [44]





Obr. 10.27. CEP a CEP Bipolární hlavice [44]

### 10.2.5 NÁHRADA DROBNÝCH KLOUBŮ RUKY

#### *Náhrada MCP a PIP kloubu*

Náhrada je vyrobena jako jednoduší silikonový odlitek, kde je ve střední části vytvořena ohybová zóna kruhového průřezu. Dříky implantátu jsou obdélníkového průřezu a při implantaci jsou vloženy do diafys prstních článků. Z důvodu lepšího ohybu není implantát cementován a je mu umožněn posun v podélné ose, avšak obdélníkový průřez znemožňuje rotaci. Tím jsou vymezeny chtěné a nechtěné pohyby implantátu.



Obr. 10.28. CEP a CEP Bipolární hlavice [45]

### 10.3 PROSPON

Česká firma zabývající se vývojem, výrobou a distribucí implantátů a nástrojů pro ortopedii, traumatologii a chirurgii. Jejich výrobky dodávají do většiny českých nemocnic, veřejnoprávních i soukromých, na Slovensko, do Ruska, pobaltských států a Francie. Endoprotézy jsou vyráběny individuálně na pacienta. Jedná se o onkologické implantáty, které jsou vyráběny z titanové slitiny Ti6Al4V, kondyly jsou povlakované karbonovou vrstvou. Náhrady jsou z vysokomolekulárního polyethyleny, pro kluzná pouzdra používají PEEK-OPTIMA®. Tento materiál se vyznačuje výbornou biokompatibilitou a biostabilitou. Jeho zkratka je odvozena ze složení poly-ether-ether-keton.



Obr. 10.29. Kolenní endoprotéza s náhradou femuru i tibie [47]



**Obr. 10.30.** Loketní endoprotéza s náhradou humeru ( kost pažní) a ulny (kost loketní) [47]

## **10.4 ENDOPROTÉZY VYRÁBĚNÉ V ZAHRANIČÍ**

### **10.4.1 TOTÁLNÍ NÁHRADA RAMENNÍHO KLOUBU**

#### ***Global<sup>TM</sup> Total Shoulder Arthroplasty systém DePuy J&J***

Implantát je vyráběn o několika velikostech dřívku, doplněných modulárními hlavicemi a náhradou kloubního povrchu glenoidu. Dřík je ve spodní části hladký, vrchní část je zdrsňena. Implantát se dodává ve dvou provedeních a to v cementované a necementované variantě.

#### ***Aequalis<sup>TM</sup> Shoulder Prosthesis – Tornier***

Endoprotéza tzv. třetí generace, kdy nejsou hlavice součástí dřívku a navíc je zde umožněno nastavení sklonu a posunu hlavice vůči dřívku.



**Obr. 10.31.** Aequalis<sup>®</sup> Primary Shoulders [48]

#### ***Bigliani – Flatow<sup>TM</sup>***

Implantát vyrábějící firma Zimmer, u kterého je umožněn posun hlavice vůči dřívku.

#### ***Dutin Cup<sup>TM</sup>***

Revizní implantát vyrobený firmou Zimmer.

#### ***Systém EPOCA a Olympia (Wright)***

Implantáty umožňují nastavení hlavice oproti dřívku.





Obr. 10.32. Implantát EPOCA [5]

#### ***Systém náhrad ramenního kloubu Lima***

Implantát umožňuje nastavení hlavice vůči dříku, přičemž dřík je vyroben v provedení pro cementovanou, necementovanou a revizní implantaci.



Obr. 10.33. Modulární systém Lima [5]

#### ***Bi Angular Shoulder™ – Biomet***

Dřík je v proximální části zdrsňen, přičemž je zde umožněno i zavedení šroubů. Glenoidální komponenta je vyráběna ve dvojím provedení, polyetylenová pro fixaci za použití cementu a necementovaná tzv. „metal – back“ komponenta.



Obr. 10.34. Bi-Angular®/Bi-Polar Shoulder System [49]

***Biomodular® Total Shoulder – Biomet***

Abnormalitou této endoprotézy je absence krčku na dřívku, místo kterého je zde vyroben otvor pro následné zavedení speciální hlavice. Absence krčku je z důvodu lepší manévrovatelnosti v operačním poli.

Náhrada glenoidu je trojího provedení, polyetylenová a „metal-back“, kdy metal-back je v provedení buď s kýlem pro fixaci nebo makroporózním povrchem a šrouby.



Obr. 10.35. Bio-Modular® Shoulder System [50]

***Nottingham® Total Shoulder Arthroplasty system***

Endoprotéza je svou konstrukcí podobná typu Biomodular, avšak je zde navíc umožněno nastavení pozice hlavice.

***Delta CTA™ DePuy J&J***

Nejpoužívanější reverzní implantát.



Obr. 10.36. Implantát Delta CTA™ [5]

### ***Copelandova Cementless Surface Replacement Arthroplasty***

Tento druh implantátu vymyslel v roce 1979 Stephen A. Copeland. Jedná se o implantát nahrazující pouze kloubní plochu hlavičky kosti pažní. Při této náhradě se minimalizuje kostní resekce.

Existují tři vývojové verze implantátu, z nichž první obsahuje krátký dřík a k fixaci se užívalo šroubu. Druhá komponenta, glenoidální, byla cementovaného typu.

U druhé verze, Mark 2, již k fixaci není užíváno šroubu a glenoidální komponenta je typu „metal-back“.

V třetí verzi, Mark 3, je čepička fixována metodou press-fit, kdy sekundární fixaci zajišťuje nástřík hydroxyapatitu.

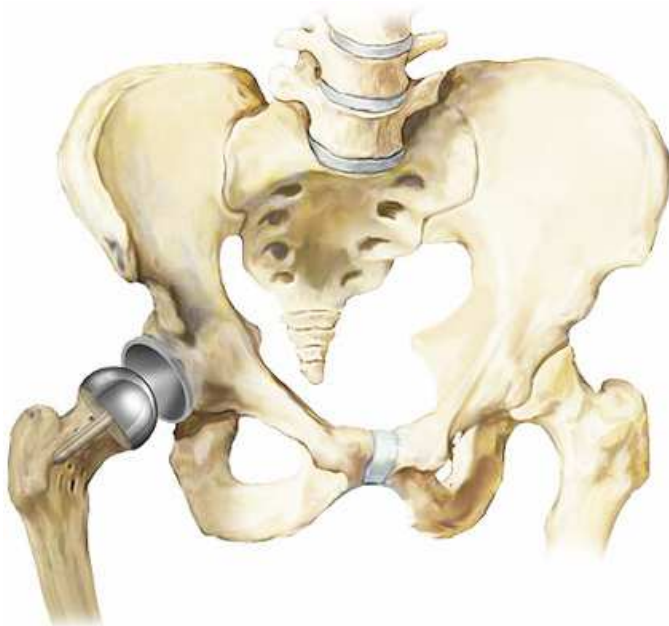
Tento druh implantátu se s výhodou užívá u řešení případů osteoartrózy, osteonekrózy či revmatické destrukci. Nepřebernou výhodou je absence nutnosti ztráty velkého množství kostní hmoty a v případě potřeby se naskytuje možnost použití endoprotézy s dříkem. [5]



**Obr. 10.37.** Copeland<sup>TM</sup> Humeral Resurfacing Head [51]

## **10.4.2 TOTÁLNÍ NÁHRADA KYČELNÍHO KLOUBU**

### **10.4.2.1 POVRHOVÁ TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA**



**Obr. 10.38.** Povrchová totální endoprotéza [52]

Femorální komponenta povrchové totální endoprotézy je kulovitěho tvaru s malým vodítkem. Průměr hlavy je přibližně 50 mm. Acetabulární komponenta nahrazuje pouze kloubní jamku.

***Wright Conserve Plus implantát***

Jedná se o kobalt-chromový odlitek, který je následně velmi přesně obroben z důvodu přesného kontaktu dosedacích ploch. Zbývající malý prostor vyplňuje mazací tekutina. Zadní povrch acetabulární komponenty je z důvodu lepší fixace zdrsňen.

Většina velkých či významných výrobců implantátů již povrchovou endoprotézu nabízí, např.:



**Obr. 10.39.** Birmingham Hip Resurfacing (BHR) Systém od společnosti Smith and Nephew [53]



**Obr. 10.40.** ReCap od firmy Biomet [54]



**Obr. 10.41.** Durom od firmy Zimmer [54]



**Obr. 10.42.** ASR (Articular Surface Replacement) od firmy Depuy [54]

**Výhody**, které poskytuje použití povrchové endoprotézy:

- Zachovává se femorální hlava
- Zachovává se femorální kanál a nedochází ke ztrátě kostní hmoty, čímž je umožněno případné použití další náhrady
- Větší velikost implantátu redukuje významně riziko uvolnění
- Pacient je po povrchové endoprotéze schopen dříve chodit
- Napětí je přenášeno přirozenou cestou podél femorálního kanálu skrze hlavu a krček femuru.
- Užitím kovu oproti plastu se snižuje opotřebení a riziko předčasného uvolnění a zvyšuje se předpokládaná životnost

**Nevýhody:**

- Případné zlomení femorálního krčku. Toto riziko se snižuje výběrem pacientů, správným úhlem implantace a vyvarováním se poškození krčku při úpravě hlavice u operace
- Absence dlouhodobých výsledků. Nejstarší implantáty byly použity před 10 lety
- Poněkud vyšší nároky na schopnosti chirurga

#### 10.4.2.2 ENDOPROTÉZA S KRÁTKÝM DŘÍKEM

Při použití endoprotézy s krátkým dříkem dochází k menšímu narušení a poškození kostí a svalů. Tím se výrazně zkracuje doba rekonvalescence.

##### ***METHA Short Stem System***

Necementovaná endoprotéza s krátkým dříkem která svou konstrukcí umožňuje nastavení hlavice. Při této konstrukci je možno použít jeden z devíti modulových adaptérů, které umožňují vhodné nastavení, tato metoda se nazývá Modular cone adapters. Fixace implantátu je provedena pomocí nanesení micro porézního povrchu, metoda Plasmapore®  $\mu$ -CaP Surface.



**Obr. 10.43.** METHA Short Stem System [55]



**Obr. 10.44.** Modular cone adapters [55]

##### ***Proxima***

Endoprotéza s krátkým dříkem vyráběná divizí DePuy. Fixace je provedena metodou DuoFix.



Obr. 10.45. Proxima [56]

### 10.4.3 TOTÁLNÍ NÁHRADA KOLENÍHO KLOUBU

#### *Alloflex*

Od společnosti Sulzer.

#### *SAL*

Speciální konstrukce založená na ložiskovém principu, kdy PE vložka je pohyblivá, tím dochází ke snížení otěru. Výhodou endoprotézy je zmíněné snížení otěru, které vede k delší životnosti, dobrá stabilita a vysoká bezpečnost proti uvolnění.

#### *Vanguard™ Complete Knee System*

Implantát je navržen firmou Biomet tak, aby bylo možné kombinovat velikostní řady. Je vyráběno 10 velikostí femorální komponenty a 9 velikostí tibiální komponenty. Je zaručena optimální shoda v korunovém platu. Tato metoda je patentována, 1:1 conformity.



Obr. 10.46. Vanguard™ Complete Knee Systém [58]

#### *Stryker Triathlon Total Knee*

Implantát je navržen tak, aby pomohl pacientovi ke znovunabytí svého životního stylu. Design je navržen pomocí velkého množství fungujících endoprotéz Stryker po celém světě. Implantát je navržen pro skupiny lidí, kde se předpokládá větší pohyb. Inovace



charakterizující implantát jsou: zvýšený pohyb, zmenšení opotřebení a lepší kontakt implantátu.



Obr. 10.47. Stryker Triathlon Total Knee [59]

#### 10.4.4 TOTÁLNÍ NÁHRADA ZÁPĚSTÍ

##### *Swansonův silastikový implantát*

Jednotlivý odlitek silikonového kaučuku, který je doplněn o ochranné titanové štíty. Vzhledem k celistvosti implantátu je konstrukce volena tak, aby byla schopna vykonávat pohyby zdravého kloubu. To je dosaženo ve střední části příčnou ohybovou zónou oválného průřezu, z které na obě strany vybíhají drážky obdélníkového průřezu. Z důvodu, že se jedná o necementovanou endoprotézu, která není nikterak fixována, je umožněn při ohybu samovolný pohyb drážek v kanálkách. Titanové štíty jsou připevněny v místech, kde by mohlo dojít k dotyku implantátu s resekovanou kostí a následnému poškození implantátu.



Obr. 10.48. Swansonova endoprotéza včetně ochranných titanových štítů [8]

##### *Briax Total Wrist*

Od firmy DePuy.

#### 10.4.5 TOTÁLNÍ NÁHRADA LOKETNÍHO KLOUBU

##### *GSB II*

Totální endoprotéza vyvinutá firmou Sulzer, kdy je snaha o co největší přiblížení tvaru humorální komponenty k anatomii zdravého kloubu. Komponenty jsou k sobě připojeny závěsem. Je zde využito principu „low friction“, který vynalezl Charnley. Jedná se o princip nízkého tření.

### ***Aclaim***

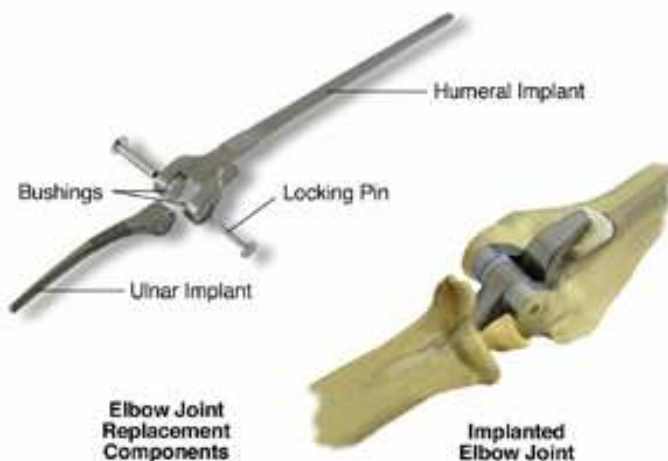
Endoprotéza vyvinutá firmou DePuy.

### ***Mark II<sup>TM</sup> Elbow system***

Totální náhrada závěsného typu vyrobená firmou DePuy.

### ***The Coonrad/Morfeus Total Elbow***

Implantát, vyrobený firmou Zimmer, umožňuje obnovu funkce loketního kloubu v případě primární, revizní nebo úrazové operace. Je nabízen v široké škále velikostí. Kvalita výrobku je zaručena již 17 lety klinické praxe.



**Obr. 10.49.** Endoprotéza loketního kloubu [60]

### ***The Sorbie -Questor Total Elbow System***

Kobalt chromová endoprotéza navržená firmou Wright, která se využívá při rekonstrukci loketního kloubu v případě poškození revmatem, degenerativní nebo posttraumatickou kloubní nemocí. Inovace IDEMORPH<sup>TM</sup> podporuje správné rozložení zátěžných sil mezi humerus, ulnu a radius.





**Obr. 10.50.** The Sorbie -Questor Total Elbow System [61]

### ***Stryker Solar Elbow***

Obě komponenty jsou navrženy tak, aby kloub byl schopen vykonávat normální pohyby ruky, přičemž je možno dosáhnout plné extenze i flexe. Žebrové části humerální komponenty jsou navrženy tak, aby byly schopny přenést kroutící moment, který na ruku působí, aniž by docházelo k uvolnění komponenty. Žebro na ulnární komponentě také pomáhá vzdorovat krouticímu momentu, který na ruku působí.



**Obr. 10.51.** Stryker Solar Elbow [62]

## 11 HISTORIE POUŽITÍ A VÝVOJ TOTÁLNÍCH ENDOPROTÉZ V JEDNOTLIVÝCH OBLASTECH

### 11.1 ENDOPROTÉZY KYČELNÍHO KLOUBU

První zmínky o vývoji endoprotéz se datují od konce 19. století. Lze mezi ně zařadit i pokusy profesora Chlumského, který se zabýval alotransplantací kovů a plastických hmot. Tyto výsledky bylo možné dále aplikovat při vývoji endoprotéz.

Z důvodu nedostatku vhodných materiálů se pokusil lékař M. N. Smith-Peterson o výrobu skleněné jamky kyčelního kloubu. Ta sice splňovala podmínku biokompatibility a hladkého povrchu, ovšem nevydržela zatížení.

Roku 1938 došlo k objevení vhodného materiálu pro implantace, jednalo se o chromkobaltovou slitinu, tzv. vitallium.

Tvůrci dalších pokusů byli američtí lékaři Frederick R. Thompson a Austin T. Moore, kteří použili na náhradu části stehenní kosti kovovou hlavičku se stopkou. Velmi významným krokem bylo využití akrylových pryskyřic bratry Judetovými, kterých se v té době využívalo v zubní technice. Metoda spočívala ve vytvoření povrchu kloubu vrstvou pryskyřice, u které lze snadno docílit hladkého povrchu. Bohužel po krátké době docházelo k opotřebením. Nicméně se jednalo o důležitý krok, který vedl k novému způsobu fixace endoprotézy. Na tento způsob připevnění endoprotézy ke kosti přišel americký lékař Edward J. Hobbie. Za úplně první totální náhradu kyčelního kloubu vůbec lze považovat endoprotézu navrženou Glücem roku 1890. Implantát byl vyroben ze slonoviny a upevněn pomocí směsi vyrobené z kalafuny, pemzy a sádry. Zároveň se jednalo o první pokus cementování.

První totální endoprotéza aplikovaná v klinické praxi je z roku 1938 od Philipa Willese.

Důkazem využívání zkušeností z cervikokapitálních endoprotéz je stavebnicový typ od Webera. Tento princip vychází z postupného opotřebením kloubní chrupavky po prvotní implantaci. Nejprve dojde k implantaci cervikokapitální endoprotézy a následně po opotřebením kloubní chrupavky dochází k implantaci totální endoprotézy, přičemž se dřív předešlého implantátu ponechá, vymění se pouze hlavice a implantuje jamka.

Z důvodu potřeby implantace druhé komponenty k předešlé cervikokapitální endoprotéze se zvyšuje pozornost výroby totálních endoprotéz.

První systematický rozbor zabývající se totální náhradou kyčelního kloubu provedl Mc Kee roku 1940. Endoprotéza vychází z modifikované Thompsonovy endoprotézy a kovové jamky, která je fixována ke kosti pomocí masivního šroubu. Implantát je vyroben s chromkobaltové slitiny. K implantaci dochází v období 1956 - 1960, kdy byla úspěšnost 51 %. Ve zbylých případech docházelo k lámání šroubů a následnému uvolnění komponent. V této době navrhl Herbert užití kovové čepičky s Thomsonovou cervikokapitální endoprotézou.

Velký rozvoj nastává koncem šedesátých let a je spojen především se dvěma anglickými ortopedy, Mc Kee a Charnley. Charnley využívá kombinace kovu a plastické hmoty, zatímco Mc Kee zhotovuje obě komponenty z chromkobaltové slitiny.

Charnley vyrábí jamku z teflonu, který se využívá k výrobě samomazných kulových čepů v autoprůmyslu. Roku 1960 zveřejňuje své dosavadní zkušenosti s cementováním a jeho významem na přenos zatížení na kost, tím udává směr dalšího vývoje. Po neúspěšnosti teflonu se zkoušejí nové materiály. Jako nejlepší materiál se ukazuje nízkotlaký vysokomolekulární polyetylen. I nadále se vyvíjejí a zkouší nové materiály, ovšem mnohdy se jejich nevhodnost ukáže až po několika implantacích. Z tohoto důvodu se od roku 1973 všechny nové materiály nejprve dlouhodobě zkouší v pokusech na zvířeti.

Totální endoprotézy známé do roku 1980 se dají rozdělit do tří skupin.

- Cementované totální endoprotézy, do kterých patří:
  - Mc Keeův systém

- Charnleyův systém
- Weberův rotační systém
- Totální endoprotézy s jednou komponentou cementovanou:
  - Boutinova endoprotéza – cementovaný dřík a necementovaná keramická jamka se žebry
  - Monkova endoprotéza – cementovaný dřík a necementovaná polyetylenová jamka
- Necementované totální endoprotézy:
  - celokovové
  - celokeramické
  - keramická hlavice a kovový dřík
  - obě komponenty kovové, ovšem jamka je vystlána polyetylenem

Speciální skupinou jsou necementované totální endoprotézy, které jsou svou elasticitou podobné elasticitě kosti. Tento druh byl vyvíjen převážně skupinou kolem Pavlánského. Tato skupina navrhla endoprotézu ILF Pavlanský s dlouhým pružným dříkem a jamkou vyrobenou z plastické hmoty. [1]

## 11.2 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA KOLENNÍHO KLOUBU

Totální endoprotézy se začaly vyvíjet na přelomu 50. a 60. let, kdy ovšem konstrukce implantátů nenapodobovala kontaktní plochy kolene. První totální endoprotézou kolenního kloubu je Waldiusova závěsná endoprotéza, přičemž její komponenty byly spojeny pomocí tzv. šarnýrového kloubu. Vzhledem k nepřesnému respektování pohybů kolene docházelo k častému uvolnění. Mezi další typy, které neumožňovali správný pohyb kolene, patří: Ganstonův, Freemanův a Swansonův implantát.

Postupně byly tyto implantáty nahrazeny novými tzv. kondylárními náhradami, které dodržují anatomický tvar kolene. Např. Townley, Insall.



**Obr. 11.1.** Konsulární náhrada Townley [6]

Anatomickou endoprotézou, která dovoluje nejen rotaci, ale i posun, jsou náhrady s rotačními a meniskovými prvky. Jsou to např. New Jersey Knee, Pallas a Buechel, LCS.



Obr. 11.2. Náhrada kolenního kloubu LCS [6]

### 11.3 ENDOPROTÉZA RAMENNÍHO KLOUBU

První endoprotézu ramenního kloubu vyrobenou z platiny a gumy implantoval francouzský chirurg Péan v roce 1893. Tato endoprotéza byla ovšem po dvou letech odstraněna.

První implantát připomínající dnešní design byl dřík použitý Kreugerem. Bratři Judetové implantovali osakrylové čepičky.

Zájem o endoprotézy se zvýšil až po řadě prací Ch. S. Neera v 50. letech, který vyvinul endoprotézu pro případ tříštivých zlomenin humeru, tzv. Neer I.

Neerova endoprotéza patří do tzv. nestišťených. Tento způsob se osvědčil vzhledem k menšímu procentu vzniklých komplikací.

V případě polostištěné endoprotézy je dosaženo lepší stability implantátu pomocí obsazení části kloubní hlavice v jamce. Tento princip je použit u endoprotézy English-McNab.

U stišťené endoprotézy je dosaženo plné stability pouze funkcí implantátu. Tento princip byl použit u endoprotézy Neer III, Michael Reese nebo Stanmore.

Zvláštním druhem vyvíjených implantátů jsou endoprotézy řešící onkologické onemocnění, kde záleží na druhu a velikosti poškození.

Nyní je většina endoprotéz konstruována jako nestišťená, kdy je můžeme rozdělit podle způsobu fixace, modularity z hlediska velikostního či respektování určitých anatomických podmínek. Nejpoužívanějším kritériem je modularita, díky které lze implantáty dělit do tří generací:

- Hlavice je součástí dříků
- Hlavice jsou vyměnitelné
- Hlavice jsou vyměnitelné a je umožněn její posuv vůči krčku. [5]

### 11.4 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA LOKETNÍHO KLOUBU

První náhrada loketního kloubu byla vyrobena roku 1947 a jednalo se o tzv. závěsný typ.

Vývoj endoprotéz loketního kloubu byl v pozadí za vývojem endoprotéz velkých nosných kloubů. Vzhledem ke složitosti ukotvení náhrady do skeletu je věnována větší pozornost vývoji až v posledním desetiletí. [8]

Díky včasné indikaci zajišťují endoprotézy, které se v současné době vyrábějí, pacientovi bezbolestný pohyb a zlepšení rozsahu pohybu. V případě dobré stability kloubu je možný i pohyb za pomoci berlí.

### 11.5 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA ZÁPĚSTÍ

První známky o nahrazování zápěstí jsou již z 18. století, avšak výrazným průkopnickým pokusem byla endoprotéza zápěstí navrhnutá profesorem Gluckem koncem 19. století, který

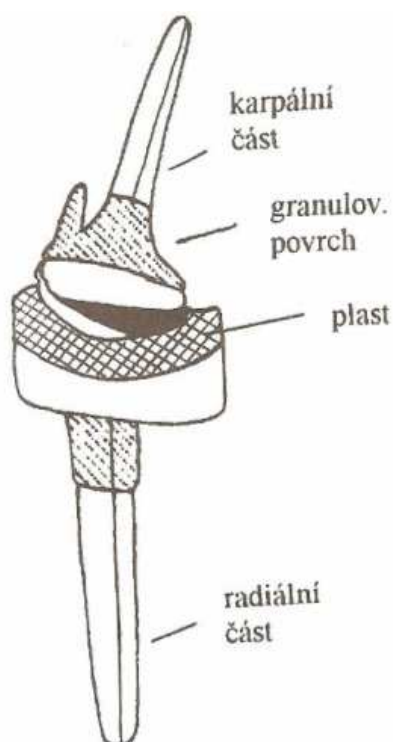
po několika experimentech na zvířatech zvolil pro výrobu endoprotézy slonovinu. Implantát byl aplikován v blízkosti tuberkulózní artritidy. Náhrada byla nejspíše ve tvaru kulovitého kloubu s jamkou, upevněna pomocí vidlicových dřívů.

Začátkem 20. století je vývoj endoprotetiky zápěstí v pozadí za velkými nosnými klouby. V této době se začíná využívat kovových slitin především vittalie. V roce 1940 byla vyrobena první kovová endoprotéza.

Nezávisle na sobě se vyvíjejí dva druhy endoprotéz. Prvním z nich byla kovová endoprotéza navržená Gschwendem a Scheierem. Kovová necementovaná endoprotéza zápěstí navržená v roce 1971 Meulinem je vyrobena ze slitiny protasul 100 (titan, hliník, niob). Její upevnění je provedeno pomocí vidlicových dřívů. Typ Mayo, jedná se o modifikaci Meuliho endoprotézy, kde se vidlicovitý dřív mění na jednoduchý.

Druhým druhem a zároveň důležitým mezníkem ve vývoji náhrad zápěstí a ruky byla myšlenka Johna Niebauera a Alfreda Swansona, kdy využili vlastností silikonového kaučuku, který je vysoce elastický, pevný a inertní. Swanson o rok později, 1967, uvedl silikonovou náhradu zápěstí a roku 1974 zlepšuje vlastnosti materiálu a to především proti stříhovým silám. Následuje vylepšení endoprotézy, roku 1982, přidáním ochranných titanových štítků a roku 1988 dochází ke zvětšení ohybové zóny a zkrácení dřívů.

Cementovaná kovová kloubní náhrada navržená R. G. Volzem je zprvu ukotvena dvěma dřívky, ovšem pozdější modifikace je typická pouze jedním dřívkem. Polyetylenová vložka je umístěna v kovové jamce. Hlavní nevýhodou tohoto typu je nerovnováha mezi silami zápěstí. Beckenbaugh přišel s necementovanou náhradou eliptického tvaru, BIAX, která zmírnila tuto nerovnováhu.



**Obr. 11.3.** Nákres implantátu BIAX [8]

S další transversální endoprotézou zápěstního kloubu s elipsoidním tvarem přichází roku 1983 Alnot. Tento implantát se nazývá GUEPAR, skládá se z kombinace kovu a polyetylenu. Jedná se o tzv. hybridní endoprotézu, kdy je metakarpální komponenta fixovaná šrouby a radiální komponenta pomocí kostního cementu. Další endoprotéza, CFV Wrist, navržena v USA kde se na vývoji podíleli Klaiton, Ferlic, Volz.

Roku 1990 je představena polostištěná totální endoprotéza Figgie, která je vyrobena z titanu.

Další vývoj se nesoustředil pouze na jeden druh konstrukce či použitý materiál. Využívá se kovových i silikonových endoprotéz, kdy silikonové v počtu implantací převládají.

### ***11.6 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA HLEZENNÍHO KLOUBU***

Vývoj endoprotézy hlezenního kloubu je teprve v počátcích, z tohoto důvodu se z větší míry využívá atrodézy.

## 12 ZÁVĚR

Problematicku vývoje endoprotéz můžeme rozdělit dle způsobu pohledu a to z pohledu operátéra nebo konstruktéra endoprotézy. Velmi důležitým faktorem pro úspěšnost je kvalitní spolupráce mezi oběmi složkami.

Z hlediska operace, kdy jde o co nejmenší zásah do organismu, směřuje vývoj spíše k minimalizaci řezu. Jedná se především o operace endoprotézy s krátkým dříkem nebo miniinvazní operace. Je to operace endoprotézy se standardním dříkem, ale pomocí nového instrumentária, díky kterému se zmenší potřebný řez. Nejen zde je důležitá vzájemná provázanost operátérů a konstruktérů. Jedná se především o správné a přitom co nejsnadnější zavedení endoprotézy díky instrumentáriu.

Využívá se ve větší míře počítače, který umožňuje zmenšení potřebné přístupové cesty a lepší kontrolu nad výkonem.

Vývoj endoprotéz z hlediska konstrukce lze ještě dále rozdělit na vývoj materiálu a vývoj nových totálních endoprotéz kloubu. V současné době se již většina větších kloubů dá nahradit totální endoprotézou. Zatím největší obtíže jsou u náhrady hlezna. Této problematice se již však věnují konstruktéři firem zabývající se výrobou implantátů.

Bohužel mnohdy i velmi mladí lidé potřebují totální endoprotézu a to buď z důvodu vrozené vady nebo po nějaké havárii. Tyto případy se v dnešní době řeší výrobou endoprotéz přímo na míru určité osobě.

V případě poškození kloubu, kdy se poškození týká pouze kloubní chrupavky, je možno použít tzv. resurfacing, neboli povrchovou totální endoprotézu. Náročnost operačního zákroku je nízká vzhledem k malým krevním a kostním ztrátám. Operace spočívá v odstranění kloubní chrupavky a připevnění „čepičky“ z kovu. Tento druh implantátu se využívá spíše u mladých lidí, kdy je předpoklad nutnosti další implantace. Životnost každé endoprotézy je odhadována na 15 let, tudíž při použití povrchové endoprotézy je možno ještě dalších dvou implantací a to normální a revizní totální endoprotézy.

Společnost J&J Systém vyvinulo metodu ASR<sup>TM</sup>. Jedná se o povrchovou kloubní náhradu s použitím nového instrumentaria a počítačové navigace. Mezi výhody tohoto způsobu implantace patří snížení rizika dislokace, a jelikož se jedná o styk kovu s kovem i delší trvanlivost implantátu

Materiály jsou v současné době na velmi vysoké úrovni a životnost endoprotéz je velmi dlouhá. Ovšem je dobré znovu zdůraznit, že pokud již člověk endoprotézu má, pak je to proto, aby se mu lépe a bez bolesti zvládali každodenní povinnosti, nikoliv aby ji extrémně zatěžoval např. sportem. Je to z důvodu např. tření dosedacích ploch endoprotézy a možnosti jejího uvolnění.

Snem asi každého operátora, či biologa je vytvoření endoprotézy, která by měla životnost jako lidský kloub. To je možno pouze v případě, že genetický vývoj půjde i nadále kupředu. Tato endoprotéza by mohla být takřka totožná s lidským kloubem, tření by bylo také přibližně srovnatelné a biokompatibilita by byla stoprocentní. Jednalo by se o tzv. vstřebatelnou endoprotézu.



## 13 POUŽITÁ LITERATURA

### Monografická publikace

- [1] ČECH, O., PAVLANSKÝ, R. *Aloplastika kyčelního kloubu*, 2. vyd. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1983. 300 s. ISBN 08-028-83.
- [2] KONVIČKOVÁ, S., VALENTA, J. *Biomechanika člověka: Svalově kosterní systém, 1.díl*, 2. vyd. Praha: Česká technika – nakladatelství ČVUT, 1996. 177 s. ISBN 80-01-03424-0. Kapitola 6.2.1.5, Tření, s. 170-172.
- [3] KONVIČKOVÁ, S., VALENTA, J. *Biomechanika člověka: Svalově kosterní systém, 1.díl*, 2. vyd. Praha: Česká technika – nakladatelství ČVUT, 1996. 177 s. ISBN 80-01-03424-0. Kapitola 6.2.1.6, Opotřeбенí kloubních povrchů, s. 173-174.
- [4] KONVIČKOVÁ, S., VALENTA, J. *Biomechanika člověka: Svalově kosterní systém, II.díl*, 2. vyd. Praha: Česká technika – nakladatelství Praha, ČVUT, 1997, 175 s. ISBN 978-80-01-03896-3
- [5] POKORNÝ, D., SOSNA, A., *Aloplastika ramenního kloubu*, 1.vyd. Praha: Nakladatelství Triton, 2007. 161 s. ISBN 978-80-7387-037-9.
- [6] VAVŘÍK, P., SOSNA, A., JAHODA, D., POKORNÝ, D., *Endoprotéza kolenního kloubu: Průvodce obdobím operace, rehabilitací a dalším životem*, 1.vyd. Praha: Nakladatelství Triton, 2005. 82 s. ISBN 80-7254-549-3.
- [7] ZVÁROVÁ, J., NEDOMA, J., a kolektiv, *Biomechanika lidského skeletu umělých náhrad jeho částí*, 1.vyd. Praha: Nakladatelství Karolinum, 2006. 491 s. ISBN 80-246-1227-5.
- [8] PECH, J., *Endoprotetika zápěstí*, 1.vyd. Praha: Nakladatelství Schola nova comenium, 1996. 114 s. ISBN 80-902184-0-7.
- [9] DUNGL, P. a kolektiv. *Ortopedie*, 1.vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
- [10] JANÍČEK, P. a kolektiv. *Ortopedie*, 2.vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2007, 124 s. ISBN 978-80-210-4426-6.
- [11] SOSNA, A., VAVŘÍK, P., KRBEC, M., POKORNÝ, D., a kol. *Základy ortopedie*, 1.vyd. Praha: Nakladatelství Triton, 2001. 175 s. ISBN 80-7254-202-8.
- [12] FRANTA, L. *K problematice efektivního statického součinitele tření u kloubních ploch*. Praha, 2003. 63 s. Diplomová práce na fakultě strojní ČVUT ústav mechaniky. Vedoucí diplomové práce RNDr. Josef Pražák, CSc.

### Technické časopisy, firemní literatura

- [13] TRČ, T., ŠTASTNÝ, E. Krátkodobé až střednědobé výsledky reimplantací totální náhrady kyčelního kloubu při použití oválné TC jamky. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 20.prosince 2007, roč. 8., č.16, s.3-6.

- [14] LUKÁŠ, J. Novinky v naší nabídce – inovace necementované TEP kyčelního kloubu typ SF. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 20.prosinec 2007, roč. 8., č.16, s.7-8.
- [15] FENCL, J. Vývoj nových typů totální náhrady kolenního kloubu. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 15.prosinec 2006, roč. 7., č.15, s.3.
- [16] FENCL, J. Vývoj nových typů totální náhrady kolenního kloubu – totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/RP. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 15.prosinec 2006, roč. 7., č.15, s.4-6.
- [17] FENCL, J. Vývoj nových typů totální náhrady kolenního kloubu – totální náhrada kolenního kloubu typ CMS. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 15.prosinec 2006, roč. 7., č.15, s.6-10.
- [18] Brousící centrum CNC nástrojařská bruska WU 305L. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 15.prosinec 2006, roč. 7., č.15, s.13-14.
- [19] CINGR, J. Implantáty pro rekonstrukce acetabula – Podložka pod pánevní jamku typ BS. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 27.května 2004, roč. 5., č.12, s.9.
- [20] ROD, F. Moderní technologie opracování sférických ploch – Mikrofinišovací centrum. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 27.května 2004, roč. 5., č.12, s.10.
- [21] FENCL, J. Novinky v aloplastice – Revizní totální náhrada kolenního kloubu typ SVR. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 15.října 2003, roč. 4., č.11, s.4-6.
- [22] PETRMAN, I. Materiály, které používáme – Nauka o materiálu pomáhá ortopedům. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 22.dubna 2003, roč. 4., č.10, s.3-5.
- [23] WINTER, T. Moderní technologie – vertikální frézovací a vrtací centrum HAAS. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 13.prosinec 2002, roč. 3., č.9, s.9-10.
- [24] CINGR, J., LUKÁŠ, J., WINTER, T. Moderní technologie – výroba náročných individuálních náhrad. *Informační zpravodaj – BEZNOSKA s.r.o.*, 14.listopad 2001, roč. 2., č.6, s.12-13.
- [25] *BEZNOSKA 30-ti letá tradice v oboru, Revizní systémy*, Kladno: Beznoska, 2006.
- [26] *BEZNOSKA s. r. o. 1992-2007*, Kladno: Beznoska, 2007.
- [27] *Blesk: Jak se má poslední zlatý trenér Josef Augusta? Mlátili do něj majzlíkem a vrtali, teď chodí o berlích*, Ral, Mich, 22.4.2005.

#### **Elektronické programy**

- [28] *Katalog 2008* [program na CD-ROM]. Betaverze. BEZNOSKA s.r.o., Kladno, 2008.
- [29] *Beznoska: Vracíme radost z pohybu* [program CD-ROM]. BEZNOSKA s.r.o., Kladno, c2006.

**Elektronické odkazy**

- [30] *BEZNOSKA s.r.o Kladno* [online]. [citováno 2008-04-20]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/>.
- [31] NAVARRA, O., HORÁK, J. *BEZNOSKA s.r.o Kladno* [online]. [citováno 2008-04-20]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/indexm.php?a=text&id=47&lan=cz>.
- [32] NAVARRA, O., HORÁK, J. *BEZNOSKA s.r.o Kladno* [online]. [citováno 2008-04-20]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/indexm.php?a=text&id=44&lan=cz>.
- [33] NAVARRA, O., HORÁK, J. *BEZNOSKA s.r.o Kladno* [online]. [citováno 2008-04-20]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/indexm.php?a=text&id=35&lan=cz>.
- [34] NAVARRA, O., HORÁK, J. *BEZNOSKA s.r.o Kladno* [online]. [citováno 2008-04-20]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/indexm.php?a=text&id=55&lan=cz>.
- [35] NAVARRA, O., HORÁK, J. *BEZNOSKA s.r.o Kladno* [online]. [citováno 2008-04-20]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/indexm.php?a=text&id=85&lan=cz>.
- [36] *MEDIN, a.s. – o nás* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/uvod/onas.html>.
- [37] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=89&productsID=77>.
- [38] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=89&productsID=76>.
- [39] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=99&productsID=129>.
- [40] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=93&productsID=78>.
- [41] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=92&productsID=79>.
- [42] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=95&productsID=80>.
- [43] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=92&productsID=83>.
- [44] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=156&productsID=84>.
- [45] *MEDIN, a.s. – produkty* [online]. c2007, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=96&productsID=81>.

- [46] *ProSpon spol. s r.o. – precizní chirurgické nástroje a implantáty* [online]. c 2001-2008, [citováno 2008-04-28]. Dostupné z: <http://www.prospon.cz/index.php?lang=&module=onas>.
- [47] *ProSpon spol. s r.o. – precizní chirurgické nástroje a implantáty* [online]. c 2001-2008, [citováno 2008-04-28]. Dostupné z: [http://www.prospon.cz/index.php?module=produkty&lang=&sub\\_id=15&title=individu%ED%20onkologick%E9%20implant%E1ty](http://www.prospon.cz/index.php?module=produkty&lang=&sub_id=15&title=individu%ED%20onkologick%E9%20implant%E1ty).
- [48] *Tornier, Inc.* [online]. c2007, [citováno 2008-05-04]. Dostupné z: <http://www.tornier-us.com/oes/shorec001.html>.
- [49] [http://www.biomet.com/filelibrary/orthopedics/Y-BMT-500R\\_063097\\_M.pdf](http://www.biomet.com/filelibrary/orthopedics/Y-BMT-500R_063097_M.pdf) [online]. c1996, [citováno 2008-05-04]. Dostupné z: [http://www.biomet.com/filelibrary/orthopedics/Y-BMT-500R\\_063097\\_M.pdf](http://www.biomet.com/filelibrary/orthopedics/Y-BMT-500R_063097_M.pdf).
- [50] *Bio-Modular® Shoulder Systém* [online]. c2001-2008, [citováno 2008-05-04]. Dostupné z: <http://www.biomet.com/hcp/prodpage.cfm?s=0A&p=0005>.
- [51] *Copeland™ Humeral Resurfacing Head* [online]. c2001-2008, [citováno 2008-05-04]. Dostupné z: <http://www.biomet.com/hcp/prodpage.cfm?c=0B&p=0003>.
- [52] *Learn about the BIRMINGHAM HIP\* Resurfacing System implant, an alternative to total hip replacement for an active lifestyle.* [online]. [citováno 2008-05-04]. Dostupné z: [http://www.mylifeinaction.com/hip/treatmentoptions/hipresurfacing/index.cfm?lid=Hip\\_Resurfacing&lpos=footer](http://www.mylifeinaction.com/hip/treatmentoptions/hipresurfacing/index.cfm?lid=Hip_Resurfacing&lpos=footer).
- [53] *US FDA/CDRH: New Device Approval – Birmingham Hip Resurfacing(BHR) System – P040033* [online]. 9.5.2006, poslední revize 8.11.2007 [citováno 2008-05-08]. Dostupné z: <http://www.fda.gov/cdrh/mda/docs/p040033.html>.
- [54] BREWSTER, Keith. *Hip Resurfacing Surgery* [online]. c2000-2007, [citováno 2008-05-08]. Dostupné z: <http://www.activejoints.com/resurfacing.html>.
- [55] *Products & Services - B. Braun Melsungen AG* [online]. c2008, [citováno 2008-05-17]. Dostupné z: [http://www.bbraun.com/index.cfm?uuid=D9A0F0A92A5AE6266A9842B65DDE3B0B&object\\_id=2085599&mode=1](http://www.bbraun.com/index.cfm?uuid=D9A0F0A92A5AE6266A9842B65DDE3B0B&object_id=2085599&mode=1).
- [56] [http://files.shareholder.com/downloads/JNJ/0x0x177650/758d6ba0-496c-4727-ace7-6d603c84f4f6/2008AAOS\\_AnalystsMeetingv13\\_nonotes\\_web.pdf](http://files.shareholder.com/downloads/JNJ/0x0x177650/758d6ba0-496c-4727-ace7-6d603c84f4f6/2008AAOS_AnalystsMeetingv13_nonotes_web.pdf) [online]. [citováno 2008-05-17]. Dostupné z: [http://files.shareholder.com/downloads/JNJ/0x0x177650/758d6ba0-496c-4727-ace7-6d603c84f4f6/2008AAOS\\_AnalystsMeetingv13\\_nonotes\\_web.pdf](http://files.shareholder.com/downloads/JNJ/0x0x177650/758d6ba0-496c-4727-ace7-6d603c84f4f6/2008AAOS_AnalystsMeetingv13_nonotes_web.pdf).
- [57] *JnJ\_Portfolio\_CZ[1].pdf* [online]. [citováno 2008-05-17]. Dostupné z: [www.jnjcz.cz/file/pdf/JnJ\\_Portfolio\\_CZ.pdf](http://www.jnjcz.cz/file/pdf/JnJ_Portfolio_CZ.pdf).
- [58] *Vanguard™ Complete Knee System* [online]. c2001-2008, [citováno 2008-05-08]. Dostupné z: <http://www.biomet.com/hcp/prodpage.cfm?c=0A&p=0A0607>.

- [59] *Primary Knee Systems – Triathlon Total Knee : Stryker* [online]. c2007, [citováno 2008-05-08]. Dostupné z:  
<<http://www.stryker.com/en-us/products/Orthopaedics/KneeReplacement/Primary/Triathlon/index.htm>>.
- [60] *Elbow Anatomy and Elbow Replacement Patient Education* [online]. c2007, poslední revize 6.7.2006 [citováno 2008-05-08]. Dostupné z:  
<<http://www.zimmer.com/ctl?template=PC&op=global&action=&template=PC&id=390>>.
- [61] <http://www.wmt.com/Downloads/Techniques/EL474-596%20R11.04%20SorbieQuestor%20Elbow%20ST.pdf> [online]. c1997, [citováno 2008-05-08]. Dostupné z:  
<<http://www.wmt.com/Downloads/Techniques/EL474-596%20R11.04%20SorbieQuestor%20Elbow%20ST.pdf>>.
- [62] [http://www.stryker.com/stellent/groups/public/documents/web\\_prod/023610.pdf](http://www.stryker.com/stellent/groups/public/documents/web_prod/023610.pdf) [online]. c2004, [citováno 2008-05-08]. Dostupné z:  
<[http://www.stryker.com/stellent/groups/public/documents/web\\_prod/023610.pdf](http://www.stryker.com/stellent/groups/public/documents/web_prod/023610.pdf)>.
- [63] *Loketní kloub* [online]. [citováno 2008-04-25]. Dostupné z:  
<[http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/hk\\_paze\\_loket.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/hk_paze_loket.php)>.
- [64] *Mediform s.r.o., speciální zdravotnický materiál - Katalog výrobků – Páteřní implantáty – LDR – MC – OPEN CERVICAL CAGE* [online]. c2005, [citováno 2008-04-25]. Dostupné z:  
<<http://www.mediform.cz/default.asp?nDepartmentID=191&nLanguageID=1>>.
- [65] WILDOVÁ, Olga. *MEDICINA.cz – První český zdravotnický portál* [online]. 29.11.2006, [citováno 2008-05-08]. Dostupné z:  
<[http://www.medicina.cz/verejne/clanek.dss?s\\_id=7113&s\\_ts=39071,5125](http://www.medicina.cz/verejne/clanek.dss?s_id=7113&s_ts=39071,5125)>.
- [66] *Endoprotéza*. [online]. poslední revize 7.4.2003 [citováno 2008-04-20]. Dostupné z:  
<<http://www.quido.cz/objevy/endoproteza.htm>>.
- [67] Czech Multimedia Interactive s.r.o. *Sanquis Problematika životnosti kloubních náhrad* [online]. c1999-2008, [citováno 2008-04-28]. Dostupné z:  
<[http://www.sanquis.cz/clanek.php?id\\_clanek=801](http://www.sanquis.cz/clanek.php?id_clanek=801)>.